

Universität Koblenz-Landau, Campus Koblenz
Institut für Sportwissenschaft
Sommersemester 2017

Referent:
Axel Plenker
212100500

Universität Koblenz- Landau, Campus Koblenz
Fachbereich 3
Institut für Sportwissenschaft

SoSe 2017
Gutachter: Dr. Perchthaler
Prof. Dr. Gruber

Masterarbeit

zum Thema

**Beeinflusst eine Knieorthese die Beweglichkeit von Turnern?
- Eine Untersuchung mittels Software zur Analyse von Sportvideos -**

Koblenz, den 28.09.2017

Erklärung Hiermit versichere ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig gefertigt habe und die angegebenen Quellen und Hilfsmittel in einem vollständigen Verzeichnis enthalten sind. Alle Stellen der Arbeit, die aus anderen Werken dem Wortlaut oder dem Sinne nach entnommen sind, gegebenenfalls auch aus elektronischen Medien, wurden eindeutig unter Angabe der Quellen als Entlehnung gekennzeichnet. Außer den genannten wurden keine Hilfsmittel verwendet.

29.09.2017	Plenker	Axel	212100500	
Datum	Name	Vorname	Matrikelnummer	Unterschrift

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung.....	1
2	Wissenschaftliche Publikationen zu Knieorthesen	2
2.1	Folgen nach zweiwöchiger Anwendung	3
2.2	Auswirkungen auf die Sprungkraft.....	5
2.3	Auswirkungen auf die Beweglichkeit im Bein	7
2.4	Gründe für einen Abbruch der Behandlung	8
2.5	Sprinten mit einer Knieklammer.....	10
3	Methodik.....	11
3.1	Verwendete Software der Firma Noraxon	11
3.2	Die Technik des Handstandes.....	16
3.3	Auswahlkriterium der Probanden.....	17
3.4	Das Modell der Knieorthese: Condyla 4	18
3.5	Versuchsordnung	20
3.6	Methode der Datenerhebung.....	22
3.6.1	Marker Applikation	22
3.6.2	Datenerhebung der Handstandbewegung	23
3.6.3	Datenerhebung ohne Marker	27
3.7	Statistik-Software zur Datenanalyse.....	29
4	Ergebnisse	33
4.1	Statistische Auswertung der Messergebnisse mit Marker	34
4.2	Statistische Auswertung der Messergebnisse ohne Marker	41
5	Diskussion	48
5.1	Feedback der Probanden	48
5.2	Methodenreflexion anhand des exemplarischen Beispiels	49
5.3	Ergebnisse des Analyseverfahrens mit Markern	53
5.4	Ergebnisse des Analyseverfahrens ohne Marker	58

5.5	Bezug zum Forschungsstand von Knieorthesen	62
6	Zusammenfassung und Ausblick.....	64
7	Literaturverzeichnis	65
8	Anhang.....	70

Abbildungsverzeichnis

<i>Abb. 1.</i>	Auswirkungen einer Knieorthese auf das Wohlbefinden der Patienten (Össur, 2017).	2
<i>Abb. 2.</i>	Cross-over Hop Test (Mortaza, 2011).	5
<i>Abb. 3.</i>	Ergebnisse der Studie (Hobara, 2017).	8
<i>Abb. 4.</i>	Funktionsweise der Knieklammern (Borsa, 1992).	10
<i>Abb. 5.</i>	Hauptmenü in myoResearch Version 3.10.	12
<i>Abb. 6.</i>	Funktionsübersicht in myoAnalog, myoForce und myoMotion (Noraxon, 2017c, d u. e).	13
<i>Abb. 7.</i>	Ganzkörper IMU-System (Noraxon, 2017f).	14
<i>Abb. 8.</i>	Funktionsübersicht in myoMuscle, myoPressure und myoVideo (Noraxon, 2017g u. h).	15
<i>Abb. 9.</i>	Phasen der Handstandbewegung (Gerling, 2011, S. 69).	17
<i>Abb. 10.</i>	Turnerfahrung der Probanden.	18
<i>Abb. 11.</i>	Modell Condyla 4 (Seibel, 2017b).	19
<i>Abb. 12.</i>	Modell der Knieorthese von Mortaza (Mortaza, 2012).	19
<i>Abb. 13.</i>	Skizze der Versuchsanordnung.	20
<i>Abb. 15.</i>	Hochgeschwindigkeitskamera	21
<i>Abb. 14.</i>	Versuchsanordnung im Original.	21
<i>Abb. 16.</i>	Vorgabe für die Verklebung der Marker (Vicon, 2017).	22
<i>Abb. 17.</i>	Versetzung des Turners aus der Front- und Seitenperspektive.	24
<i>Abb. 18.</i>	Erste Phase der Handstandbewegung.	25
<i>Abb. 19.</i>	Zweite Phase der Handstandbewegung.	25
<i>Abb. 20.</i>	Dritte Phase der Handstandbewegung.	26
<i>Abb. 22.</i>	Vierte Phase der Handstandbewegung aus der Seitenperspektive.	27
<i>Abb. 21.</i>	Vierte Phase der Handstandbewegung aus der Frontperspektive.	27
<i>Abb. 23.</i>	Messung ohne Berücksichtigung der Marker.	28
<i>Abb. 24.</i>	Messung der Schiefstellung ohne Marker.	28
<i>Abb. 25.</i>	Beispiel der Boxplotauswertung von zwei Messreihen.	30
<i>Abb. 26.</i>	Boxplot der ersten Phase mit Marker.	34
<i>Abb. 27.</i>	Boxplot der zweiten Phase mit Marker.	35
<i>Abb. 28.</i>	Boxplot der dritten Phase mit Marker.	36
<i>Abb. 29.</i>	Boxplot der vierten Phase mit Marker.	37
<i>Abb. 30.</i>	Weitere Messdaten mit Marker.	38

<i>Abb. 31. Boxplot der ersten Phase ohne Marker.</i>	41
<i>Abb. 32. Boxplot der zweiten Phase ohne Marker.</i>	42
<i>Abb. 33. Boxplot der dritten Phase ohne Marker.</i>	43
<i>Abb. 34. Boxplot der vierten Phase ohne Marker.</i>	44
<i>Abb. 35. Weitere Messdaten ohne Marker.</i>	45
<i>Abb. 36. Vergleich des Bein-Rumpfwinkels.</i>	53
<i>Abb. 37. Winkel zwischen Stand- und Stemmbein 90°.</i>	54

Tabellenverzeichnis

<i>Tab. 1. Rückmeldung der Testprobanden (Ramsey, 2011).</i>	4
<i>Tab. 2. Testergebnisse der Studie (Mortaza, 2011).</i>	6
<i>Tab. 3. Ergebnisse der Studie (Squyer, 2013).</i>	9
<i>Tab. 4. Mittelwerte und Standardabweichungen der Ergebnisse (Borsa, 1992).</i>	10
<i>Tab. 5. Die vier Phasen des Handstandes.</i>	23
<i>Tab. 6. T-Test bei gepaarten Stichproben.</i>	31
<i>Tab. 8. T-Werte der T-Verteilung bei zweiseitiger Fragestellung (Faes, 2017).</i>	32
<i>Tab. 7. Interpretation der Auswertung (Lohninger, 2012).</i>	32
<i>Tab. 9. Rückmeldung der Probanden.</i>	33
<i>Tab. 10. Ergebnisse des T-Test mit Marker vor dem Aussortieren der fehlerhaften Messwerte.</i>	39
<i>Tab. 11. Ergebnisse des T-Test mit Marker nach dem Aussortieren der fehlerhaften Messwerte.</i>	40
<i>Tab. 12. Ergebnisse des T-Test ohne Marker vor dem Aussortieren der fehlerhaften Messwerte.</i>	46
<i>Tab. 13. Ergebnisse des T-Test ohne Marker nach dem Aussortieren der fehlerhaften Messwerte.</i>	47
<i>Tab. 14. Messergebnisse des Beispielprobanden.</i>	49
<i>Tab. 15. Korrelation der Winkel in der zweiten Phase.</i>	55
<i>Tab. 16. Aufsteigende Sortierung der Ergebnisse aus Tabelle 10 und 11.</i>	57
<i>Tab. 17. Korrelation zwischen Knie und Fußgelenkwinkel.</i>	58
<i>Tab. 18. Korrelation zwischen Knie und Bein-Rumpfwinkel.</i>	59
<i>Tab. 19. Zusammenhang zwischen Kniewinkel der dritten und BR-Winkel der vierten Phase.</i>	60
<i>Tab. 20. Aufsteigende Sortierung der Ergebnisse aus Tabelle 12 und 13.</i>	61
<i>Tab. 21. Separate Auswertung der vier Hobbyturner.</i>	62

1 Einleitung

Nach einem Kreuzbandriss sind die betroffenen Personen häufig mehrere Monate nicht fähig, sportliche Aktivitäten auszuführen. Je nach Grad der Verletzung müssen sie sich einer Operation unterziehen, die eine Belastung der betroffenen Gelenke erst nach vier bis sechs Monaten wieder erlaubt (Peterson, 2002, S. 281). Knieverletzungen an den Außenbändern oder dem Meniskus können Studierenden der Sportwissenschaft im Laufe ihrer Studienzzeit leicht widerfahren, weil ein Großteil, weil ein Großteil dieser Gruppe regelmäßig Ballsportarten ausübt (Peterson, 2002, S. 267). Da eine solche Verletzung oft die Verlängerung der Studienzzeit bedeutet, stellt sich die Frage, ob bestimmte sportliche Aktivitäten bereits während der Rehabilitationsphase wieder ausgeübt werden können. Ein neues Modell einer Knieorthese, das von der Firma *S&U Medizintechnik GmbH* für diese Studie zur Verfügung gestellt wurde, soll während des Sports rutschfest anliegen. Dabei kann die Beweglichkeit in Beuge- und Streckrichtung individuell eingestellt werden, sodass die Verletzten während der Rehabilitationsphase wieder in das Training einsteigen können. Um diese Knieorthese auf die Sporttauglichkeit zu untersuchen, eignet sich aus dem Bereich Turnen für diese Studie der Handstand, weil dieser essenziell für eine Zwischenprüfung ist, die jeder Student der Sportwissenschaft im Laufe seines Studiums bewältigen muss. Ein persönliches Feedback von jedem Probanden soll Aufschluss darüber geben, wie die Knieorthese den Turner beim Ausführen des Handstandes beeinflusst hat und ob er mit der Sportbewegung gut zurechtgekommen ist. Für die genaue Analyse der Handstandbewegung, um einen möglichen Einfluss der Knieorthese festzustellen, wurde mit Hilfe von zwei Hochgeschwindigkeitskameras und einer Videoanalysesoftware die komplexe Bewegung aufgenommen und in ihren einzelnen Phasen genauer betrachtet. Dabei wurden Messungen des Winkels im Kniegelenk, der Hüfte und im Fußgelenk durchgeführt, weil sich diese Parameter je nach Ausführung des Handstandes verändern können. Alle gesammelten Daten wurden anschließend in der Statistik-Software *SPSS* verarbeitet, um die Ergebnisse zu diskutieren.

Dieser Arbeit beginnt mit Studien zu Knieorthesen, anhand welcher ein adäquater Ausblick für weitere Forschungen abgeleitet wird. Daraufhin werden alle Randbedingungen zur Versuchsdurchführung erklärt und die Ergebnisse präsentiert damit zum Schluss die Hypothese beantwortet werden kann, ob die untersuchte Knieorthese für die Handstandbewegung geeignet ist.

2 Wissenschaftliche Publikationen zu Knieorthesen

Bei Verletzungen der Kniegelenke werden Orthesen häufig von Ärzten verschrieben, um die Belastung der betroffenen Stelle zu reduzieren, damit sich der Patient möglichst zeitnah mit dieser Gehhilfe und in Kombination mit anderen wieder bewegen kann. In den ersten Wochen nach einem Unfall ist der Alltag häufig enorm eingeschränkt, da das Bein zunächst gar nicht belastet werden darf. Somit leiden die Geschädigten nicht nur unter physischen Schmerzen, sondern auch unter einer psychischen Belastung (ORGAMed, 2017). Insbesondere Sportler müssen lernen mit dem für sie ungewohnten Bewegungsmangel über einen längeren Zeitraum zurechtzukommen. Sollte sich das Knie soweit regeneriert haben, dass leichte Belastungen wiederaufgenommen werden können, unterstützt eine Knieorthese die Leidtragenden beim Gehen. Durch die stabilisierende Wirkung wird der Druck auf den Gelenken deutlich reduziert und somit auch die Schmerzen beim Aufsetzen des Fußes. Falls Schmerzmittel verschrieben wurden, können diese nun nach und nach reduziert werden, was sich positiv auf alle Organe, insbesondere die Leber, auswirkt (Briggs, 2009). In einer Langzeitstudie von Ingvarsson (2009) konnte gezeigt werden, dass der WOMAC-Index bei den Probanden im Durchschnitt gesunken ist (s. Abb. 1.). Der

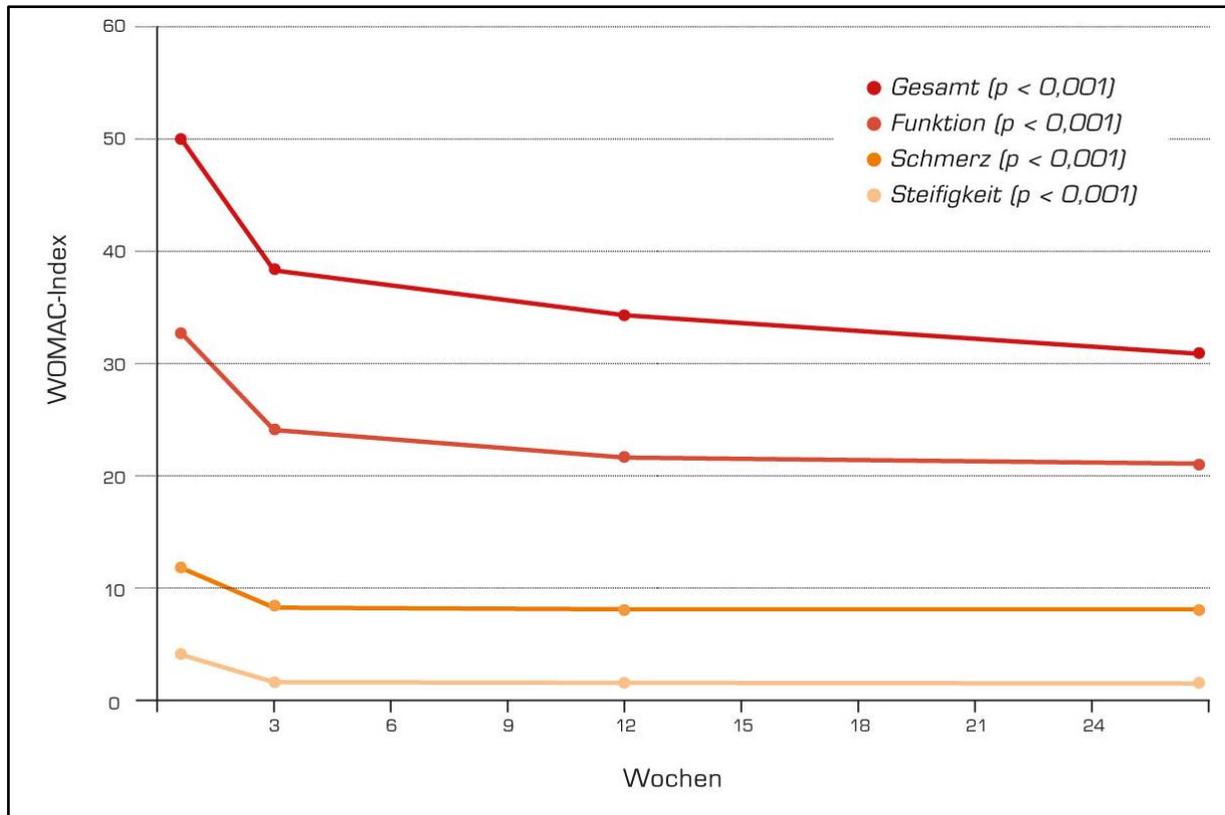


Abb. 1. Auswirkungen einer Knieorthese auf das Wohlbefinden der Patienten (Össur, 2017).

WOMAC-Index ist ein Wert für das allgemeine Wohlbefinden eines Probanden, der durch einen Fragebogen ermittelt wird. Je höher der Punktwert des Testes ausfällt, desto schlechter ist der allgemeine Gesundheitszustand und die damit verbundene Gelenkfunktion des befragten Probanden (Stalder, 2017). Die 82 Teilnehmer der Studie wurden über einem Zeitraum von sechs Monaten untersucht, dabei lag der *WOMAC-Index* zu Beginn bei 50 Punkten, reduzierte sich jedoch bereits nach drei Wochen auf 34 Punkte. Bei 75 Teilnehmern wurde eine mediale und bei den restlichen sieben eine laterale Gonarthrose, also eine Gelenkerkrankung im Knie, nachgewiesen, dabei beeinflusste der Grad der Erkrankung nicht die Verbesserung des *WOMAC-Indexes*. Die Ergebnisse aus Ingvarssons Studie belegen, dass die Verwendung von Orthesen zur Linderung der Schmerzen beitragen.

2.1 Folgen nach zweiwöchiger Anwendung

Ramsey (2011) untersuchte in seiner Studie die Auswirkungen einer Knieorthese auf das Kompensieren der Instabilität im Gelenk und die Muskelkontraktion im Bein. Dabei war ebenso von Interesse, ob die Verringerung der Muskelkontraktion eher zur Schmerzlinderung beiträgt als eine mechanische Entlastung des Gelenks durch eine kompensierende Kraft in valgus Richtung. Die Untersuchung wurde veranlasst, weil noch keine klaren Nachweise vorlagen, dass Knieorthesen oder Bandagen zur Schmerzlinderung beitragen und zu einer Verbesserung der Gelenkfunktion führen würden. In der Studie, die Ramsey mit seinem Team veröffentlichte, wurden 16 Probanden mit einer Arthrose untersucht, die durch Röntgenbilder nachgewiesen worden war. Dabei durften die Teilnehmer keine vorherigen Operationen im Kniegelenk oder Beschwerden in der Wirbelsäule sowie der Hüfte haben. Die Daten wurden an drei Tagen erhoben, mit einem Zeitraum von jeweils zwei und vier Wochen zwischen den Terminen, an denen die Teilnehmer untersucht wurden. Während der ersten Messung trugen die Probanden noch keine Orthese und mit Hilfe der gesammelten Daten wurde eine spezielle Knieorthese für jeden Teilnehmer angefertigt. Das Ausgleichen der Fehlstellung im Gelenk erfolgte unter Zuhilfenahme der speziell angefertigten Knieorthese, dabei konnte ein Winkel von 4° in valgus Richtung eingestellt werden. In den darauf folgenden zwei Wochen trugen die Probanden jeden Tag durchgehend die Knieorthese, ohne dass dabei ein Winkel eingestellt wurde. Im Anschluss wurde die zweite Ganganalyse für die Datenerhebung durchgeführt,

bei der jeder Proband die Knieorthese verwenden sollte. Nach dem zweiten Termin erfolgte zunächst eine zweiwöchige *Washout-Periode*, in der keine Knieorthese getragen wurde. Daraufhin mussten die Probanden die Orthese wieder zwei Wochen tragen, nur diesmal mit eingestelltem Winkel, und im Anschluss eine dritte Ganganalyse durchführen.

Tab. 1. Rückmeldung der Testprobanden (Ramsey, 2011).

	Subjects			
	<i>Baseline</i>	<i>Neutral</i>	<i>Washout</i>	<i>Valgus</i>
I do not have giving way, buckling, or shifting of the knee	7	7	6	8
I have the symptom but it does not affect my activity	4	8	1	2
The symptom affects my activity slightly	2	1	7	5
The symptom affects my activity moderately	2		1	1
The symptom affects my activity severely	1			
The symptom prevents me from all daily activity				

Die Rückmeldung der Probanden (s. Tab. 1.) belegt, dass der Hälfte der Teilnehmer keine Symptome wie Nachgeben, Einknicken oder Abwälzen im Kniegelenk aufgefallen sind. Vier der Probanden haben solche Symptome zwar bemerkt, jedoch haben diese den Alltag der Betroffenen nicht beeinträchtigt und wurden nicht als unangenehm empfunden. Fünf Teilnehmer der Studie hatten bestätigt, dass sie durch die Arthrose im Alltag unterschiedlich stark in ihrer Bewegungsfreiheit eingeschränkt waren. Durch das Tragen der Knieorthese ohne Winkel hatte nur noch ein Proband leichte Beschwerden zu vermerken. Jedoch fällt an dieser Stelle auf, dass nach der zweiwöchigen *Washout-Phase* ein Teilnehmer einige dieser Symptome bemerkt hatte und drei weitere, denen die Symptome zuvor auffielen, aber keine Beschwerden dadurch erlitten hatten, daraufhin in der Bewegung leicht beeinträchtigt waren. Der eingestellte Winkel in der Orthese konnte im Durchschnitt keine besseren Ergebnisse erzielen. Die Auswertung zeigt, dass alle Probanden ohne Orthese deutlich mehr Schmerzen bei alltäglichen Bewegungen hatten und durch Verwendung einer Knieorthese die Schmerzen im Gelenk gelindert werden konnten (Ramsey, 2011). Die Behandlung einer Arthrose mit Hilfe einer Knieorthese ist somit eine geeignete Alternative zu herkömmlichen Behandlungsmethoden.

2.2 Auswirkungen auf die Sprungkraft

Die Studie von Mortaza (2011) soll Aufschluss darüber geben, ob Knieorthesen und Bandagen die sportliche Leistungsfähigkeit beeinträchtigen. Diese Untersuchung wurde veranlasst, weil noch keine eindeutigen Ergebnisse diesbezüglich vorlagen. In den Studien, auf die sich Mortaza bezieht, wurde einerseits gezeigt, dass sich die sportliche Leistungsfähigkeit durch das Tragen einer Knieorthese um bis zu 30% verringert, jedoch auch, dass diese gar nicht beeinflusst wird. An der Untersuchung nahmen 31 Studierende teil, die in einem College-Footballteam aktiv mitspielten. Diese Probanden durften zuvor keine Verletzungen oder Instabilitäten im Kniegelenk haben, daher wurde bei jedem Teilnehmer ein spezieller Test durchgeführt, um solche Beeinträchtigungen auszuschließen. Auf die verwendete Knieorthese wird später noch genauer eingegangen und dieses Modell mit der *Condyla 4* verglichen, die für die Durchführung der Handstände verwendet worden ist. Die Knieorthese wurde an dem Bein befestigt, das bei der sportlichen Bewegung stärkeren Belastungen ausgesetzt war. Die Tests wurden jeweils dreimal durchgeführt und der beste Durchlauf daraufhin ausgewertet. Alle Ergebnisse wurden auch von Mortaza in der Analysesoftware *SPSS* verglichen, um signifikante Unterschiede zu überprüfen (Mortaza, 2011).

Zunächst wurde ein *Cross-over Hop test* (Hop) durchgeführt, um die zurückgelegte Strecke zu messen. Der Sportler beginnt an einer Startlinie und führt vier Sprünge aus, ohne dabei die 25 cm breite Mittellinie zu berühren, um möglichst viel Strecke zurückzulegen. Gemessen wurde von der Startlinie bis zur Ferse des letzten Bodenkontaktes (s. Abb. 2.). Durch einen *single leg vertical jump* (SLVJ) konnte die Höhe ermittelt werden. Dazu sollte der Sportler parallel zur Wand auf einem Bein möglichst hoch springen. Ähnlich wie beim *Jump and Reach* markierten die Teilnehmer die gesprungene Höhe an der Wand. Zum Schluss wurde mit Hilfe des *Biodex Multi-Joint Systems* das Verhältnis vom erzeugten Drehmoment zum Körpergewicht bestimmt und ein Durchschnittswert für die geleistete

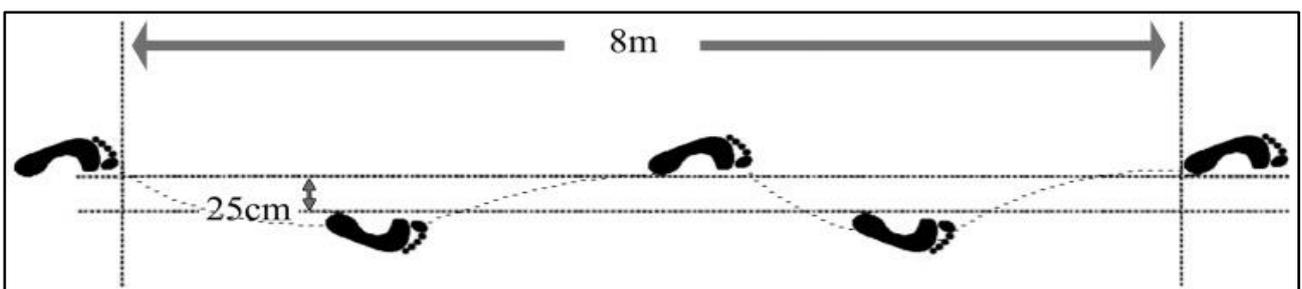


Abb. 2. Cross-over Hop Test (Mortaza, 2011).

Muskelkraft ermittelt, die jeder Proband an dem Gerät errichtet hatte. Das *Biodex Multi-Joint System* ist ein Beinstrecker, der mit komplexen Messgeräten ausgestattet ist, um z.B. die Muskelkraft, das erzeugte Drehmoment oder die Winkelgeschwindigkeit zu ermitteln. Die Tests wurden jeweils unter drei verschiedenen Winkelgeschwindigkeiten ausgeführt, wobei die Anzahl der Wiederholungen mit zunehmender Winkelgeschwindigkeit angepasst werden musste, um Messfehler möglichst gering zu halten.

Tab. 2. Testergebnisse der Studie (Mortaza, 2011).

Table 1										
Means of measurements of functional tests in four conditions.										
Functional tests (cm) [±]										
	Control		Sleeve		Sleeve with support		PKB [†]		p-value [‡]	
SLVJ [§]	33.2±5.6	33.45±5.7	33.0±5.6	33.23±5.2	0.537					
Hop	771.9±95.7	778.92±85.2	782.5±90.1	770.43±93.0	0.209					

Table 2										
Means of isokinetic PTBWR in three angular velocities and four testing conditions.										
PTBWR (%) [±]										
Velocity (°/sec)	Control		Sleeve		Sleeve with support		PKB [†]		p-value [‡]	
	Ext. [§]	Flex. [≈]	Ext.	Flex.	Ext.	Flex.	Ext.	Flex.	Ext.	Flex.
60	281.9±50.5	120.3±23.0	273.6±52.1	118.8±24.3	286.4±42.7	118.37±23.5	280.9±54.1	116.4±24.4	0.218	0.239
180	204.1±28.6	107.1±16.5	205.5±27.4	106.3±16.2	210.1±28.5	108.48±15.7	202.8±31.6	104.0±17.4		
300	159.9±25.1	104.5±18.6	164.0±26.8	106.4±15.1	161.6±21.4	99.93±14.5	161.1±25.9	97.6±16.6		

Table 3										
Means of isokinetic Average Power measurements in three angular velocities and four testing conditions.										
Average power (watt) [±]										
Velocity (°/sec)	Control		Sleeve		Sleeve with support		PKB ^{††}		p-value [‡]	
	Ext. [§]	Flex. [≈]	Ext.	Flex.	Ext.	Flex.	Ext.	Flex.	Ext.	Flex.
60	125.6±25.9	59.5±14.3	123.7±24.3	58.7±15.6	126.1±23.0	59.6±15.1	125.0±24.8	56.7±13.8	0.059	0.243
180	246.9±45.1	129.8±25.1	250.1±41.8	126.7±30.6	255.5±46.5	129.3±30.4	245.1±46.6	122.4±25.9		
300	273.4±49.4	142.8±28.1	288.3±55.2	142.5±26.2	277.2±52.6	138.0±33.5	274.9±57.7	139.1±30.0		

- **Control** = der Test wurde ohne Hilfsmittel durchgeführt
- **Sleeve** = der Test wurde mit einer Bandage durchgeführt
- **Sleeve with Support** = Bandage mit vier Metallstützen
- **PKB** = der Test wurde mit der Orthese durchgeführt
- **SLVJ** = Auf einem Bein möglichst hoch springen
- **Hop** = vier Sprünge möglichst weit
- **PTBWR** = Das erzeugte Drehmoment im Verhältnis zum Körpergewicht
- **Velocity** = Winkelgeschwindigkeit
- **Ext.** = Extension
- **Flex.** = Flexion

Die Ergebnisse bestätigen, dass das Tragen einer Knieorthese oder Bandage keine signifikanten Auswirkungen auf die sportliche Leistungsfähigkeit hat (s. Tab. 2.). Jedoch blieb die Frage offen, ob die korrekte Ausführung einer sportlichen Bewegung ebenso erhalten bleibt, was durch die Untersuchung in dieser Masterarbeit geklärt werden soll. Diese Masterarbeit ähnelt der Studie von Mortaza hinsichtlich der Auswahlkriterien, welche die Probanden erfüllen müssen, sowie der Anzahl der Teilnehmer, die untersucht werden. Auch in der Datenanalyse der Handstände wird nach signifikanten Unterschieden gesucht, die Folge der getragenen Knieorthese sein könnten. Um einen Bezug zu Mortazas Studie herzustellen, werden die Ergebnisse der Handstände später mit seinen Resultaten verglichen.

2.3 Auswirkungen auf die Beweglichkeit im Bein

Hobara (2017) untersuchte mit zwei weiteren Wissenschaftlern, ob die Beweglichkeit im Bein durch das Anlegen einer Knieorthese oder Sprunggelenksorthese beeinflusst wird. An der Studie nahmen 13 männliche Probanden mit einem Durchschnittsalter von 26,5 Jahren teil. Auch diese Probanden hatten zuvor noch keine Beschwerden in den Gelenken oder der Muskulatur gehabt. Für die Untersuchung musste jeder Teilnehmer zehn Sprünge auf einem Bein bei einer vorgegebenen Frequenz ausführen. Diese Sprünge wurden zunächst ohne Orthesen ausgeführt, um den Kontrollwert zu ermitteln. Anschließend wurden die Sprünge einmal mit angelegter Knieorthese, danach mit angelegter Sprunggelenksorthese und zuletzt mit beiden Orthesen ausgeführt. Mit einem Beschleunigungsmesser wurde die Flugzeit und die Dauer des Bodenkontaktes gemessen, um aus den Parametern folgende Vergleichsvariable berechnen zu können:

$$(1) K_{leg} = \frac{m\pi(t_f+t_c)}{t_c^2\left(\frac{t_f+t_c}{\pi} - \frac{t_c}{4}\right)}$$

m = Masse des Probanden
 t_f = Flugzeit
 t_c = Dauer des Bodenkontaktes

Die Variable K_{leg} wurde anschließend bei jedem Probanden mit den unterschiedlichen Sprungfrequenzen und den jeweils angelegten Orthesen ermittelt. Die Ergebnisse zeigten, dass sich die Variable K_{leg} zwar abhängig von der Sprungfrequenz verändert hat, jedoch nicht durch das Tragen der Knie- oder Sprunggelenksorthese beeinflusst wurde. Auch durch das Anlegen der beiden Gehhilfen in Kombination konnten keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden (s. Abb. 3.). Durch die Studie konnte Hobara zeigen, dass das Anlegen einer Knieorthese keine signifikanten Auswirkungen auf die Steifheit im Bein hat. Falls das

Bein durch das Anlegen einer Knieorthese nicht mehr beweglich genug wäre, könnte somit die Handstandbewegung beeinflusst werden. Aus diesem Grund eignet sich auch Hobaras Studie, um damit die Ergebnisse in dieser Masterarbeit der Handstände zu vergleichen.

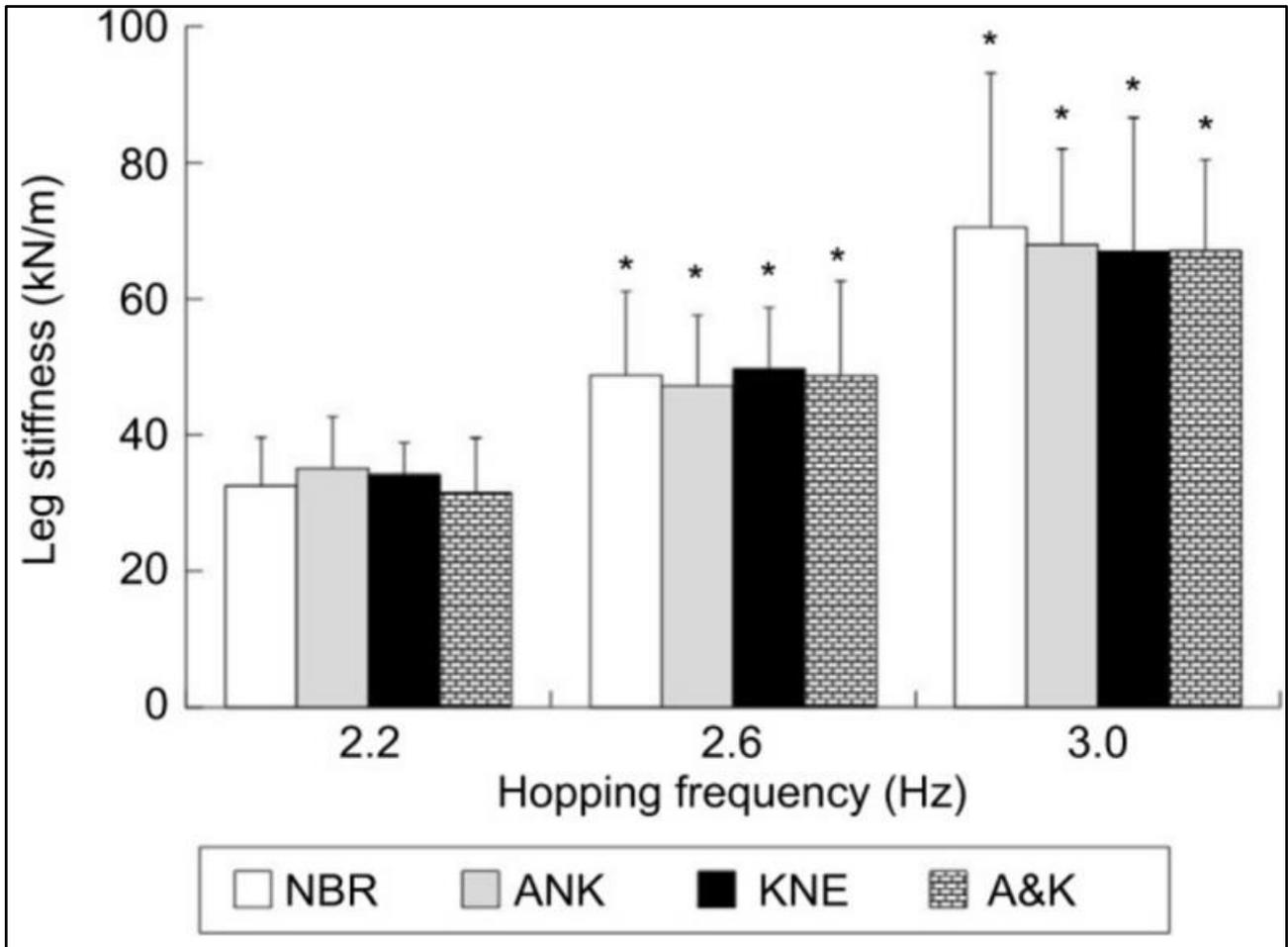


Abb. 3. Ergebnisse der Studie (Hobara, 2017).

2.4 Gründe für einen Abbruch der Behandlung

Squyer (2013) wollte in ihrer Studie herausfinden, ob Patienten eine Knieorthese länger als ein Jahr benutzen, obwohl diese nur über jenen Zeitraum verordnet wurde. Des Weiteren wollte sie mit ihrem Team klären, ob bestimmte Einflussfaktoren dazu beitragen, dass die Probanden ihre Knieorthese nicht länger als ein Jahr verwenden und aus welchen Gründen die Probanden den Gebrauch der Orthese vorzeitig beenden. Um diese Fragen zu klären, wurde an 110 Probanden ein Fragebogen ausgeteilt, denen in einem Zeitraum von zwölf bis 40 Monaten vorher aufgrund ihrer Arthritis eine Knieorthese für ein Jahr verordnet worden war. Unter den 110 befragten Probanden gaben 89 Teilnehmer Rückmeldung darüber, ob und wie oft sie die Knieorthese benutzten (s. Tab. 3.).

Tab. 3. *Ergebnisse der Studie (Squyer, 2013).*

Brace use through time (months since brace fitting)			
Months since fitting	Number of surveys completed	Number of braces in use	
> 12	89	25 (28%)	
> 24	40	10 (25%)	
> 36	14	3 (21%)	

Association of use longer than 1 year with improved walking range			
Walking range improved greater than twice the range without the brace?	Number of patients		p value
	Brace used at least 1 year?		
	No	Yes	
No	23 (68%)	7 (24%)	< 0.001
Yes	2 (5.8%)	22 (76%)	

Nine patients reported not having used their brace enough to comment; remaining surveys (26) submitted with this question omitted.

Self-reported aspects of brace that prevented greater use			
Brace aspect	Number of patients		
	Brace used at least 1 year?		
	No	Yes	
	(n = 42)	(n = 20)	
The brace causes skin irritation or swelling	17 (40%)	4 (20%)	
The brace does not fit well enough or was too uncomfortable	25 (60%)	2 (10%)	
The brace does not help my symptoms enough to make it worth wearing	21 (50%)	2 (10%)	
The brace is hard to put on/take off	7 (17%)	0	
The brace is too hard to wear with the clothes that I wanted to wear for the activities I wanted to do	13 (31%)	6 (30%)	
The brace is too heavy or too bulky	14 (33%)	4 (20%)	

Remaining surveys (27) submitted with this question omitted.

Von diesen 89 Probanden erklärten 25, dass sie die Knieorthese länger als die verordnete Zeit benutzen würden. Von den 40 Probanden, die bereits vor zwei Jahren die Orthese verordnet bekommen hatten, machten nur noch zehn regelmäßig Gebrauch von der Orthese. Unter den 14 Probanden, bei denen die Verordnung bereits mehr als drei Jahre zurücklag, teilten drei Personen mit, dass sie die Orthese noch regelmäßig benutzen. Dabei konnte deutlich gezeigt werden, dass sich die Strecke beim Wandern durch das Benutzen der Knieorthese signifikant gesteigert hat. Unter den Teilnehmern, welche die Orthese

mindestens ein Jahr regelmäßig getragen hatten, gaben deutlich weniger Probanden an, dass sie Komplikationen im Umgang mit der Gehhilfe hatten. Ebenso hatten diese viel weniger Beschwerden, wie z.B. eine Reizung der Haut oder unangenehmes Drücken, zu verzeichnen. Die Gründe für einen frühzeitigen Abbruch der Behandlung mit Hilfe von Knieorthesen sind demnach auf die mangelnde Passgenauigkeit der Orthesengröße zurückzuführen (Squyer, 2013).

2.5 Sprinten mit einer Knieklammer

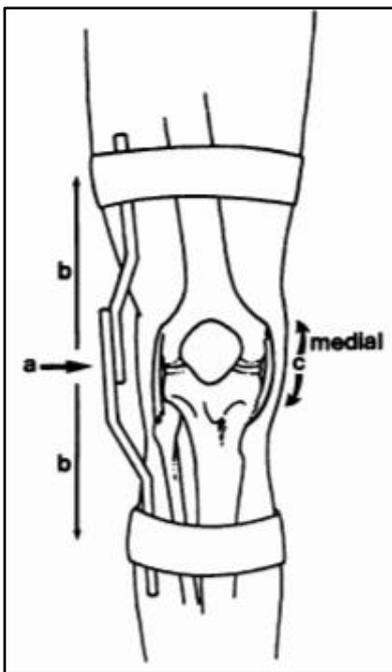


Abb. 4. Funktionsweise der Knieklammern (Borsa, 1992).

Borsa (1992) untersuchte in seiner Studie die Auswirkungen von zwei Knieklammern auf die sportliche Leistungsfähigkeit. Die Teilnehmer sind ausschließlich männliche und sportlich aktive Studenten gewesen, die zuvor noch nie Beschwerden oder Operationen im Kniegelenk hatten. Im Durchschnitt waren seine Probanden 21 Jahre alt und 1,67 Meter groß. Wie in der Studie von Mortaza wurde auch diesmal ein isokinetischer Maximalkrafttest mit Hilfe eines Beinstreckers durchgeführt. Des Weiteren sollten die Probanden über eine Strecke von 40 Metern sprinten, um Abweichungen in der gemessenen Zeit festzustellen. Die Knieklammern (s. Abb. 4.) unterscheiden sich jedoch von der Knieorthese (s. Abb. 11. u. 12.), die in Mortazas und dieser Masterarbeit verwendet wurden. Die beiden Klammern absorbieren seitliche Stöße,

dabei entlasten die Metallstreben das Kniegelenk und lenken die darauf wirkende Kraft um. Die Testergebnisse (s. Tab. 4.) ergaben, dass sich durch das Anlegen der Knieklammer die Geschwindigkeit beim Springen signifikant reduziert hat. Ebenso ist die Maximalkraft (PT) und die Kraftausdauer (TAE) beeinträchtigt worden. Somit beeinflusst die Knieklammer die sportliche Leistungsfähigkeit von gesunden Probanden negativ (Borsa, 1992).

Tab. 4. Mittelwerte und Standardabweichungen der Ergebnisse (Borsa, 1992).

	Brace	No brace
Knee extension (ft-lb)		
Peak torque 60°/s	152.9 (26.3)	158.3 (23.9)
Peak torque 240°/s	51.7 (11.9)	54.4 (12.4)
TAE 240°/s	29.6 (5.6)	31.2 (5.2)
40-Yard forward run (seconds)	5.3 (0.3)	5.2 (0.4)

3 Methodik

In diesem Kapitel werden alle relevanten Randbedingungen erläutert, die dazu beitragen, das Verfahren der Datensammlung und -verarbeitung zu verstehen. Darüber hinaus werden die verwendeten Werkzeuge der Hard- sowie Software vorgestellt und es wird auf technische Details genauer eingegangen. Ebenfalls wichtig sind die Innovationen der Knieorthese und eine detaillierte Beschreibung der Handstandbewegung, an der das Modell untersucht wird. Für das Ziel der Arbeit können nicht beliebige Probanden untersucht werden, deswegen muss geklärt werden, wer für diese Studie geeignet ist und wieso ein Großteil nicht teilnehmen kann, damit die Auswertung der Videos verwertbare Ergebnisse liefert. Die Übersicht der Versuchsanordnung soll helfen, um die Methode der Datenerhebung nachzuvollziehen und kann bei Interesse für ähnliche Experimente übernommen werden. In der Analysesoftware *SPSS* werden die gesammelten Daten verarbeitet und für das Interpretieren der Ergebnisse bereitgestellt. Daher werden die mathematischen Berechnungen, die in der Statistik-Software ausgeführt werden, in einem Unterkapitel beschrieben und die Begriffe Standardabweichung, Korrelation und Signifikanz genauer erklärt. Ebenso werden die beiden Verfahren Boxplot und T-Test beschrieben. Dabei wird geklärt, was sie bezwecken und warum diese für die Ergebnisse in dieser Arbeit durchgeführt werden.

3.1 Verwendete Software der Firma Noraxon

Noraxon ist eine US-Amerikanische Kapitalgesellschaft, die seit über 25 Jahren Marktführer in der Herstellung und Verteilung von High-End-, Mess- und Trainingsgeräten ist. Die Produkte werden für Forschungszwecke in der Elektromyografie, Ganganalyse, im Biofeedback und der 2D- sowie 3D-Analyse hergestellt (Noraxon, 2017a). Das Angebot an Produkten, die das Unternehmen für Kliniken entwickelt, reicht von kleinen Sensoren bis hin zu komplex ausgestatteten Laufbändern, mit denen Ganganalysen durchgeführt werden können (Noraxon, 2017b). Um die Hardwareprodukte optimal zu nutzen, hat *Noraxon Inc.* eine lizenzierte Software unter dem Namen *myoResearch* entwickelt, mit Hilfe dieser Daten synchron und automatisiert erhoben werden können. Die Software beinhaltet sechs verschiedene Funktionen (s. Abb. 5.), die je nach Anwendungsbereich auch synchron genutzt werden können. Um den Einfluss der Knieorthese auf die Handstandbewegung zu untersuchen, können alle sechs Funktionen zu Hilfe genommen werden. Falls mehrere Messsysteme parallel verwendet werden, müssen die Daten zunächst synchronisiert

werden, um diese auswerten zu können. Damit jede dieser Funktionen einwandfrei genutzt werden kann, werden spezielle Messgeräte benötigt, so können z.B. Videos in *myoVideo* nur mit einer kompatiblen Kamera erfasst werden. In *myoResearch* sind viele Arbeitsschritte bereits automatisiert, daher können Messdaten direkt verarbeitet und ausgegeben werden.

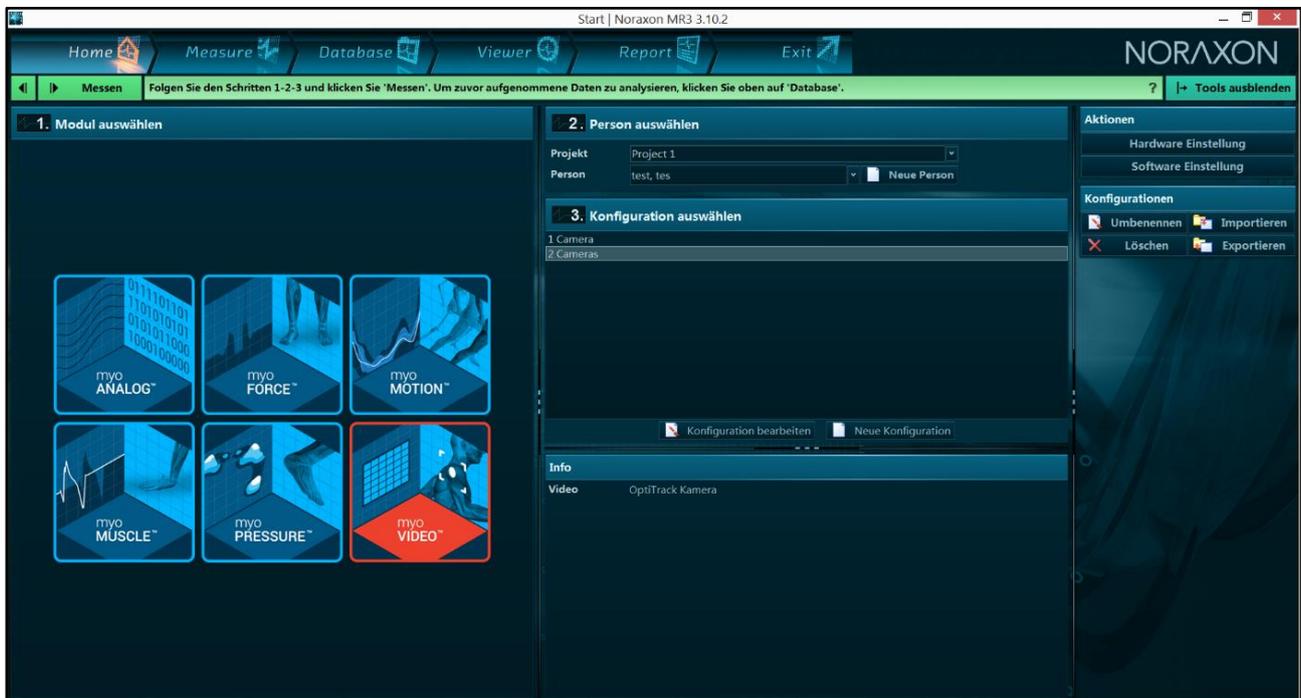


Abb. 5. Hauptmenü in myoResearch Version 3.10.

In *myoAnalog* können sämtliche Geräte, die Daten durch ein analoges Signal ausgeben, integriert und mit anderen Geräten synchronisiert werden. Dabei reicht die Kompatibilität von isokinetischen Maschinen bis hin zu maßgeschneiderten Sensoren. Obwohl die aufgezeichneten Signale ganz unterschiedlich sein können, werden die periodischen Intervalle anschaulich untereinander abgebildet (s. Abb. 6.). Die Funktion synchronisiert alle Signale, sodass diese zu einem beliebigen Zeitpunkt t_x verglichen werden können. Die zu vergleichenden Signale können sinusförmig verlaufen oder die Form von Drei- oder Rechtecken annehmen. Für die Analyse des Handstandes können z.B. die gemessenen Signale aus der Funktion *myoForce* und *myoPressure* synchronisiert werden. Dazu sind allerdings weitere Hilfsmittel nötig, u.a. eine Druckmessplatte und Marker zur Messung der Muskelkontraktion im Bein. Die gemessenen Werte geben jedoch deutlich mehr Aufschluss darüber, wie die Knieorthese die Handstandsbewegung beeinflusst. Wenn zusätzlich noch die Funktion *myoVideo* verwendet wird, kann somit die Auswirkung der Knieorthese visualisiert werden (Noraxon, 2017c).

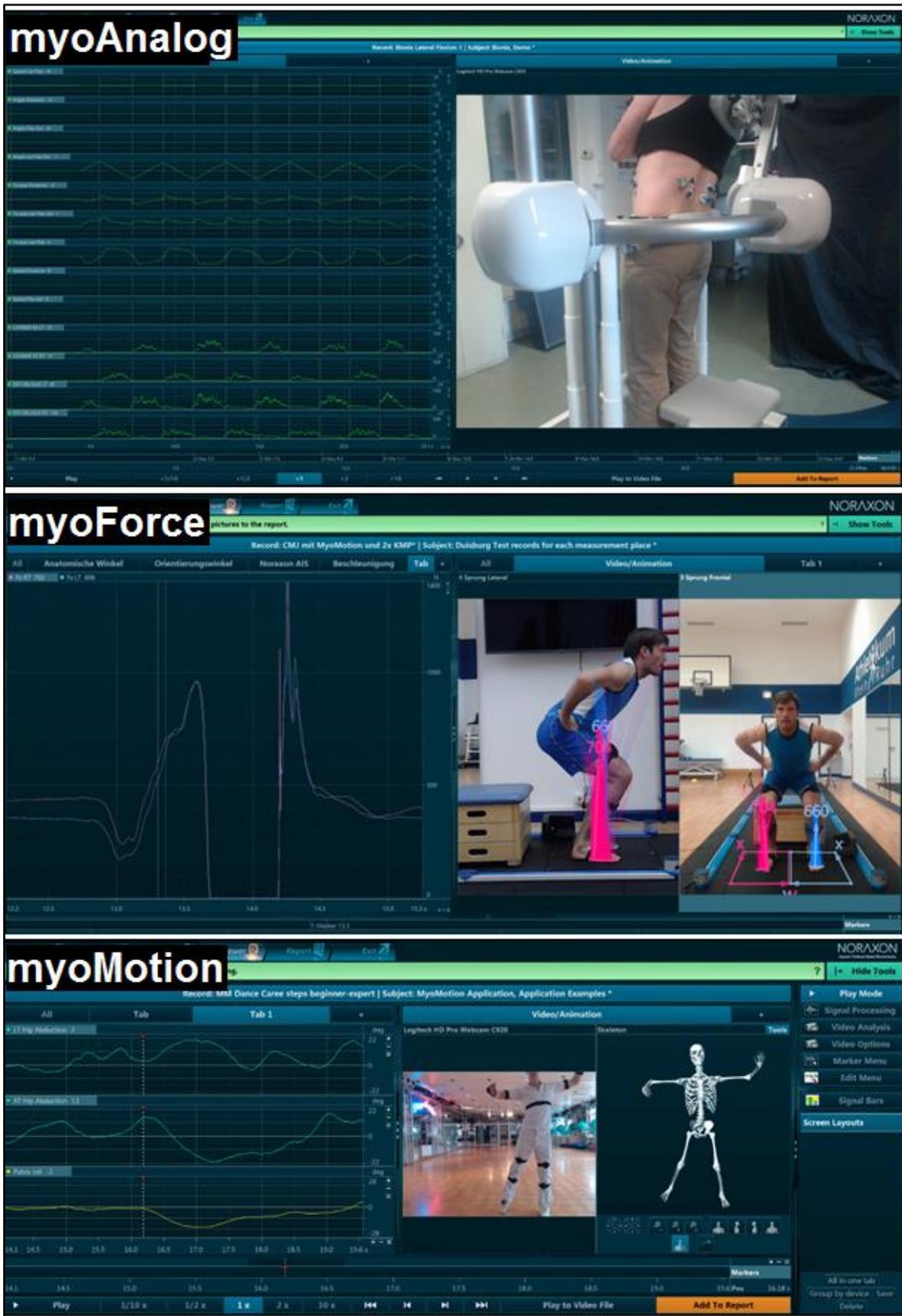


Abb. 6. Funktionsübersicht in myoAnalog, myoForce und myoMotion (Noraxon, 2017c, d u. e).

Mit Hilfe der Funktion *myoForce* ist es möglich, eine Kraftmessplatte in die Software zu integrieren. Der Anwender kann somit Daten in Echtzeit auswerten, um dadurch ein genaues Biofeedback auszuführen. Des Weiteren können mehrere Verfahren zur Auswertung von biomechanischen Daten in *myoForce* genutzt werden, wodurch sich die Zeit zum Konfigurieren deutlich verkürzt. Mit dieser neuen 3D-Analysesoftware kann z.B. bei der Sprunganalyse das Kräfteverhältnis im Fuß anschaulich dargestellt werden (s. Abb. 6.). Eine Fehlstellung der Fußsohle beim Landen oder Abspringen wird folglich sichtbar, obwohl dies dem Probanden oft gar nicht bewusst ist. Durch ein Kraft-Zeit-Diagramm kann der Verlauf eines Kraftvektors in Abhängigkeit von der Zeit veranschaulicht werden. Bei *myoResearch* wird mit der lizenzierten Version für *myoForce* eine synchronisierte digitale Verbindung mit *AMTI*-, *Bertec*- und *Kistler-Kraftplatten* bereitgestellt, so dass der Nutzer seine Daten in Echtzeit automatisch mit einer Elektromyographie, einem High-Speed-Video oder einer 3D-Bewegungsanalyse abgleichen kann. Die Funktion *myoForce* könnte in Kombination mit *myoVideo* für die Analyse der Handstände genutzt werden, wenn der Turner z.B. seinen Handstand auf einer Kraftmessplatte ausführt. Dadurch kann der Kraftvektor im Fuß während der Auftaktbewegung zum Handstand gemessen und gespeichert werden. Anhand der Videoaufnahme ist der Zeitpunkt festzustellen, in dem der Sportler den Fuß auf der Kraftmessplatte aufsetzt (Noraxon, 2017d).

Durch *myoMotion* können ohne den Einsatz von Kameras Bewegungen aufgezeichnet werden. Was für das Auge nicht erkennbar ist, wird durch ein drahtloses und tragbares 3D-Kinematik-System gezeigt. Von kleinen Winkelverschiebungen bis hin zu komplexen Bewegungsmustern werden die Daten ausgewertet und können in ein 3D-Modell übertragen werden (s. Abb. 6.). Zur Aufzeichnung benötigt der Anwender das Ganzkörper *IMU-System* (s. Abb. 7.), welches ebenfalls von der Firma *Noraxon* hergestellt wird. Die *IMU-Sensoren* können die Daten drahtlos übertragen, so dass auch eine Sichtfeldbehinderung im Raum die Messaufnahme nicht beeinflussen würde. Die Handstandbewegung könnte dadurch sogar noch genauer analysiert werden, was jedoch mit höherem Aufwand und Kosten einhergeht (Noraxon, 2017e).



Abb. 7. Ganzkörper IMU-System (Noraxon, 2017f).

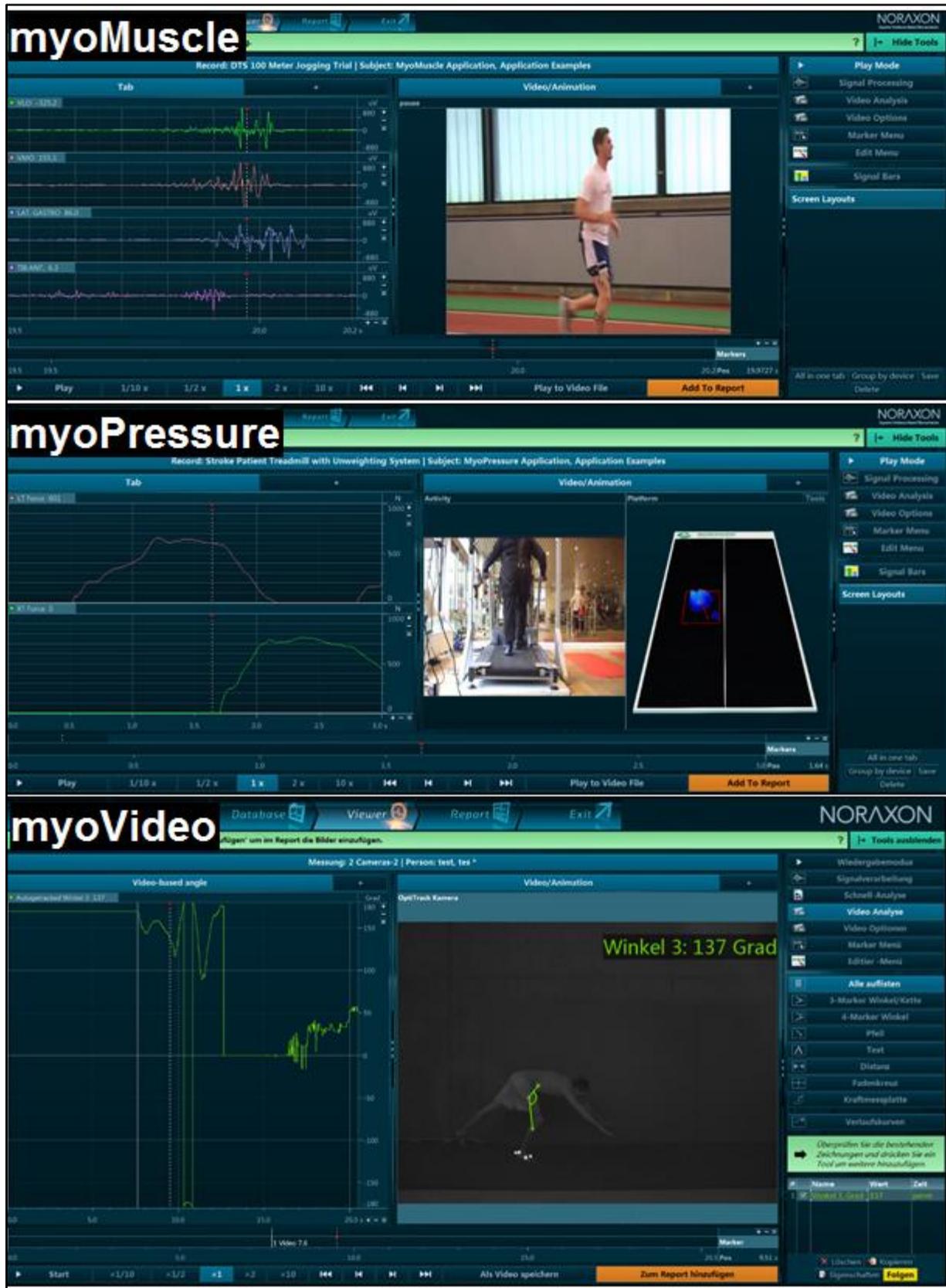


Abb. 8. Funktionsübersicht in myoMuscle, myoPressure und myoVideo (Noraxon, 2017g u. h).

Mit Hilfe der Elektromyographie können Daten zur Muskelkontraktion gewonnen und in der Funktion *myoMuscle* (s. Abb. 8.) anschaulich in einem Volt-Zeit-Diagramm dargestellt werden (Noraxon, 2017g).

Ähnlich wie in der Funktion *myoForce* wird der Druck gemessen, also die Kraft in Abhängigkeit von der Fläche. Bei der Analyse des Handstandes kann das Druckverhältnis im Fuß anschaulich betrachtet werden, wodurch beispielsweise eine Fehlstellung des Fußes beim Aufsetzen erkenntlich gemacht wird. Für eine Ganganalyse ist eine Kraftmessplatte in einem Laufband integriert (s. Abb. 8.), mit der die Druckverteilung bei jedem Schritt gemessen wird (Noraxon, 2017h).

Für die Funktion *myoVideo* kann eine Bewegung mit Hochgeschwindigkeitskameras festgehalten und darin sehr detailliert verarbeitet werden. Spezielle Marker können durch Infrarotkameras erfasst und anschließend mit Hilfe der Software über die gesamte Videolänge verfolgt werden. Im Schaubild wurden drei Marker ausgewählt (s. Abb. 8.) und zu dem Zeitpunkt $t_{7,6}$ mit der Winkelanalyse veranschaulicht. Das Diagramm zeigt den Verlauf des Winkels in Abhängigkeit von der Zeit, so ist zu einem beliebigen Zeitpunkt t_x die Größe eines Winkels eindeutig zugeordnet. In *myoVideo* kann des Weiteren auch die Distanz gemessen werden, die ein Proband zurücklegt. Dafür muss eine vorgegebene Strecke auf der Aufnahme zu finden sein, mit der die Länge kalibriert werden kann (Noraxon, 2017i).

3.2 Die Technik des Handstandes

Der Handstand eignet sich sehr gut, um die Auswirkungen der Knieorthese auf eine komplexe sportliche Bewegung zu untersuchen, da das vordere Stammbein und somit auch das Knie einer starken Belastung ausgesetzt sind. Um in den Handstand aufzuschwingen, rotiert der Körper 180° um die Körperbreitenachse. Die Arme sind zu Beginn gestreckt und bleiben optimal in dieser Position die ganze Bewegung über. Durch das Verlagern des Körperschwerpunktes (KSP) auf das vordere Stammbein wird die Auftaktbewegung eingeleitet. Das Gewicht wird über das Druckbein auf die Hände verlagert. Der Abstand von Stand- und Druckbein beträgt ca. eine Rumpflänge, damit der Schwung- und Druckbeinimpuls optimal ausgenutzt werden, wobei hier die Rumpflänge bei jedem Probanden vom Hüftknochen bis zur Schädeldecke gemessen wird. Ein schnellkräftiger Schwungbeinimpuls erhöht zudem die Vorwärtsrotation und der Körper dreht sich dabei um

das Hüftgelenk. Sobald das Schwungbein die Spreizgrenze erreicht hat, muss sich der Turner schnellkräftig vom vorderen Bein abdrücken. Dieser Kraftstoß wirkt in Richtung des KSP und somit exzentrisch an den Händen vorbei. Der Turner dreht folglich um die Hände und schwingt in den Handstand auf. Noch bevor die Standphase erreicht wird, muss das Schwungbein abgebremst werden, damit der KSP genau senkrecht zur Körperlängsachse zum Stehen kommt (Knirsch, 2011, S. 219). Der Kopf bleibt in der Standphase zwischen den Armen und der Blick ist parallel zum Boden gerichtet, damit der Rücken des Turners kein Hohlkreuz bildet. Für die Untersuchung ist nur das Aufschwingen in die Standphase relevant, daher wird die Abrollbewegung nicht weiter betrachtet. Wichtig ist bei der Videoanalyse, dass wesentliche Unterschiede der Körperhaltung, z.B. im Kniewinkel erkennbar werden. Dabei reicht eine Standphase von weniger als einer Sekunde vollkommen aus, da die Kameras die komplexe Bewegung mit 100 Bildern pro Sekunde aufnimmt.



Abb. 9. Phasen der Handstandbewegung (Gerling, 2011, S. 69).

3.3 Auswahlkriterium der Probanden

Die Untersuchung der Knieorthese *Condyla 4* wurde unter denselben Bedingungen durchgeführt, wie es Mortaza (2011) bei seinen Probanden vorgesehen hatte. An der Studie haben 30 Probanden mit einem Durchschnittsalter von 24,1 Jahren und einer durchschnittlichen Körpergröße von 1,80 Meter teilgenommen. Darunter 5 Frauen und 25 Männer, um die Auswertung geschlechterunspezifisch zu erheben. Alle Probanden hatten in einem Zeitraum von sechs Monaten vor der Datenerhebung keine Beschwerden sowie Operationen im Knie, Bein oder anderen Gelenken gehabt, die sich negativ auf die Handstandbewegung hätten auswirken können. Die Sportler mussten dieselben Kriterien wie in Mortazas Studie erfüllen, jedoch wurde für die Untersuchung der Handstände zuvor kein spezieller Test veranlasst, sondern auf die Zusage der Teilnehmer vertraut. Die

Teilnehmer mussten den Handstand nicht fehlerfrei ausführen, dennoch könnten keine adäquaten Daten gemessen werden, wenn der Turner zu weit von der richtigen Technik abweicht. Somit war die Erfahrung, die jeder Teilnehmer im Turnen gesammelt hat, ausschlaggebend für die Qualität der Handstände (s. Abb. 10.). Jedes Semester finden zwei Seminare für die Individualsportart Turnen an der Universität Koblenz statt, in denen bis zu 25 Teilnehmer die Technik des Handstandes erlernen, wie diese zuvor beschrieben wurde. Aus diesem Grund wurde die Versuchsreihe parallel zu jenen Veranstaltungen durchgeführt, wodurch die Probanden auch eine Rückmeldung zu ihrem derzeitigen Leistungsstand erhielten. Unter den Teilnehmern waren 28 Probanden im Fachbereich Sport und ein Proband im Fachbereich Informatik an der Universität Koblenz immatrikuliert. Ein Teilnehmer war an der Sporthochschule in Köln eingeschrieben.

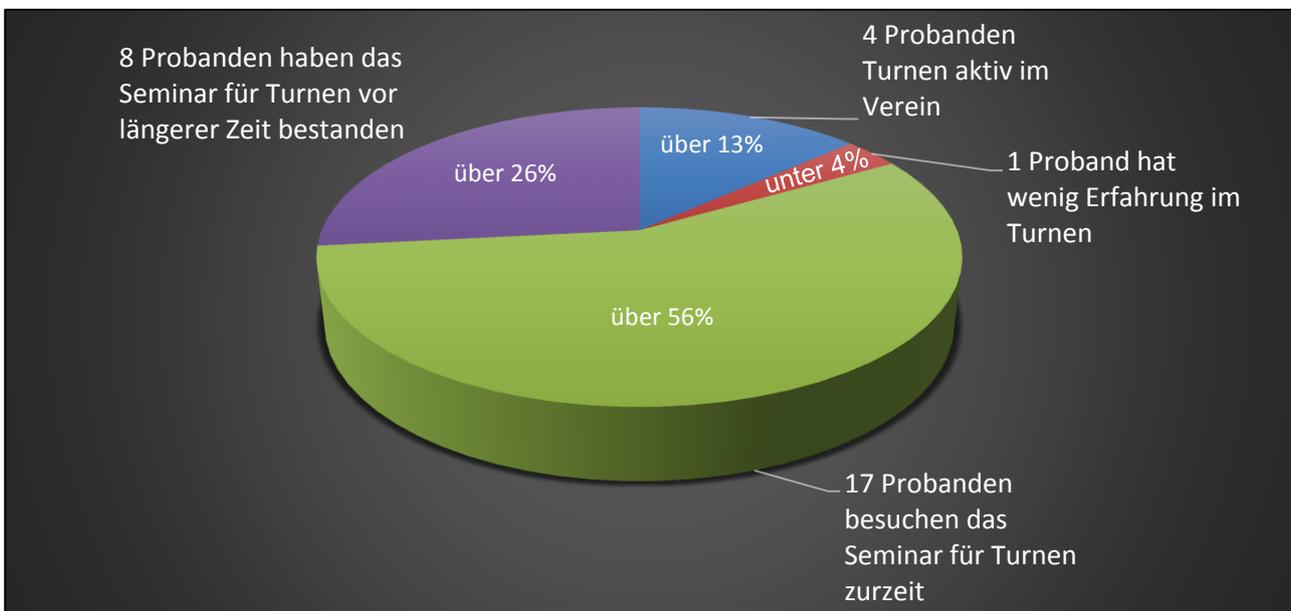


Abb. 10. Turnererfahrung der Probanden.

3.4 Das Modell der Knieorthese: Condyla 4

Das Modell *Condyla 4* (s. Abb. 11.) wurde entwickelt, um das Knie bei Verletzungen zu stabilisieren und dabei so rutschfest am Bein anzuliegen, sodass frühzeitig während der Rehabilitationsphase mit dem Sport wieder begonnen werden kann. Sie ist so konzipiert, dass Instabilität und Rupturen der einzelnen Bänder durch die neue 4-Punkt-Stabilisierung ausgeglichen werden. Sie kann sowohl prä- als auch postoperativ genutzt werden und ebenso zur Unterstützung der konservativen Therapie angewendet werden. Flexion und Extension sind graduell einstellbar und können vom Patienten je nach Belieben an die aktuelle Rehabilitationsphase angepasst werden. Ein weiterer Vorteil gegenüber anderen

Orthesen liegt in der Handhabung, weil dieses Modell sehr leicht zu bedienen ist. Das 15mm dünne polyzentrische Gelenk in der Knieorthese bewirkt eine Entlastung des Kniegelenks und die Aluminiumregelung sorgt gleichzeitig für einen hohen Komfort beim Tragen. Durch das Fixieren der Rahmeninnenpolster mit flachen Druckknöpfen wird das Verkleben der Klettverschlüsse vermieden und der Halt der Knieorthese verstärkt. Durch diese technische Innovation ist ein Entfernen sowie Reinigen der Polster möglich, was zusätzlichen Hygienekomfort für den Anwender bietet. Zusätzlich wirkt sich die hautfreundliche Multi-Grip-Beschichtung rutschhemmend aus und fixiert die Knieorthese, auch wenn diese über längere Zeit getragen werden muss. Damit die Knieorthese optimal sitzt, werden die Klettverschlüsse in einer vorgegebenen Reihenfolge fixiert.



Abb. 11. Modell Condyla 4 (Seibel, 2017b).

Jede Schnalle ist mit einer Nummer versehen, sodass dem Anwender die richtige Handhabung erleichtert wird. Damit die Orthese optimal anliegt, muss diese zunächst im Sitzen angezogen werden, daraufhin müssen alle Klettverschlüsse im Stehen nachgezogen werden, um den Halt zu optimieren. Um bei der Anprobe zu unterscheiden, welche Seite am Oberschenkel und welche am Unterschenkel befestigt werden muss, sind diese dementsprechend markiert (Seibel, 2017a).

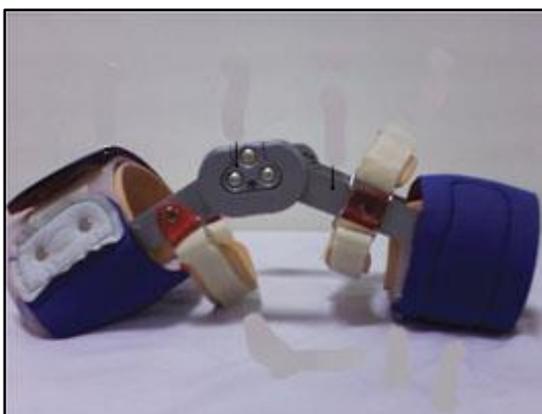


Abb. 12. Modell der Knieorthese von Mortaza (Mortaza, 2012).

Die Knieorthese (s. Abb. 12.), die in Mortazas Studie verwendet wurde, unterscheidet sich in der Bauweise von der *Condyla 4*, jedoch stabilisiert das Modell das Kniegelenk nach demselben Prinzip. Statt der 4-Punkt-Fixierung werden zwei breite und drei schmale Klettverbände verwendet. Das Kugelgelenk erlaubt wie die *Condyla 4* ein Strecken und Beugen im Knie um 90°, jedoch ist der Winkel bei diesem Modell nicht verstellbar. Zur Untersuchung der Handstandbewegung hätte jedoch auch diese

Orthese verwendet werden können, da die Bewegung im Kniegelenk gleichermaßen eingeschränkt wurde. Auch aufgrund der sich ähnelnden Modelle der benutzten Knieorthesen ist Mortazas Studie für die Diskussion der Ergebnisse geeignet.

3.5 Versuchsanordnung

Für den Versuchsaufbau wurden drei Bodenmatten direkt an der Wand ausgelegt, damit der Hintergrund auf den Videoaufnahmen einheitlich bleibt. Eine Kamera wurde genau mittig und senkrecht zur mittleren Bodenmatte mit einer Entfernung von 2,83m und einem Neigungswinkel von $51,3^\circ$ justiert. Diese Ausrichtung war notwendig, da sonst der Proband nicht komplett auf die Filmaufnahme gepasst hätte. Um sicherzustellen, dass die Software auch alle Marker über die gesamte Videolänge trackte, wurde dieser Punkt durch die Brute-Force-Methode optimiert. Die zweite Kamera wurde mit 0,83m Entfernung zur Matte in 1,5m Höhe und einem Neigungswinkel von 54° aufgestellt. Der Proband beginnt seine Übung am Ende der ersten Bodenmatte genau vor der Kante, damit der zurückgelegte Weg bei jedem Probanden immer denselben Ausgangspunkt hat (s. Abb. 13.). Die LED Lampe, die zur Synchronisation der beiden Aufnahmen gedient hat, musste sich im Sichtfeld beider Kameras befinden. Zusätzlich signalisierte das Aufleuchten der LED dem Turner, dass er mit seiner Übung beginnen konnte.

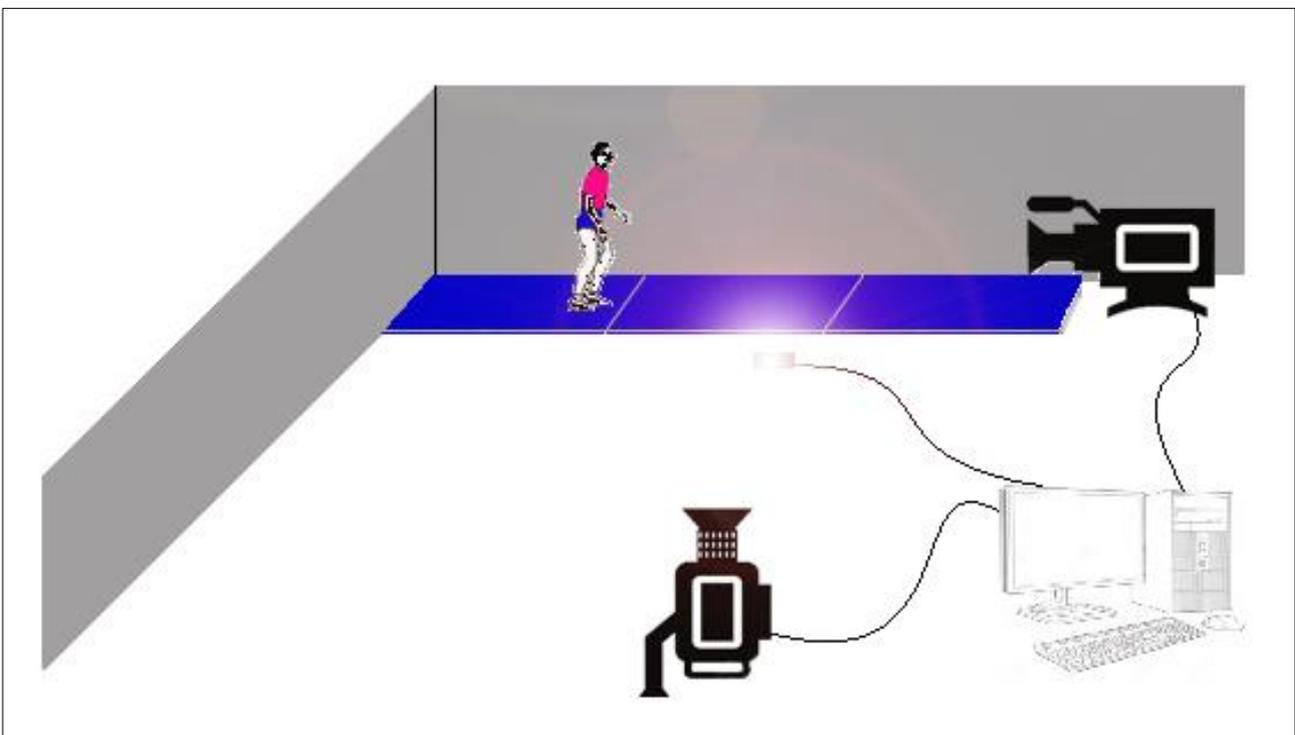


Abb. 13. Skizze der Versuchsanordnung.

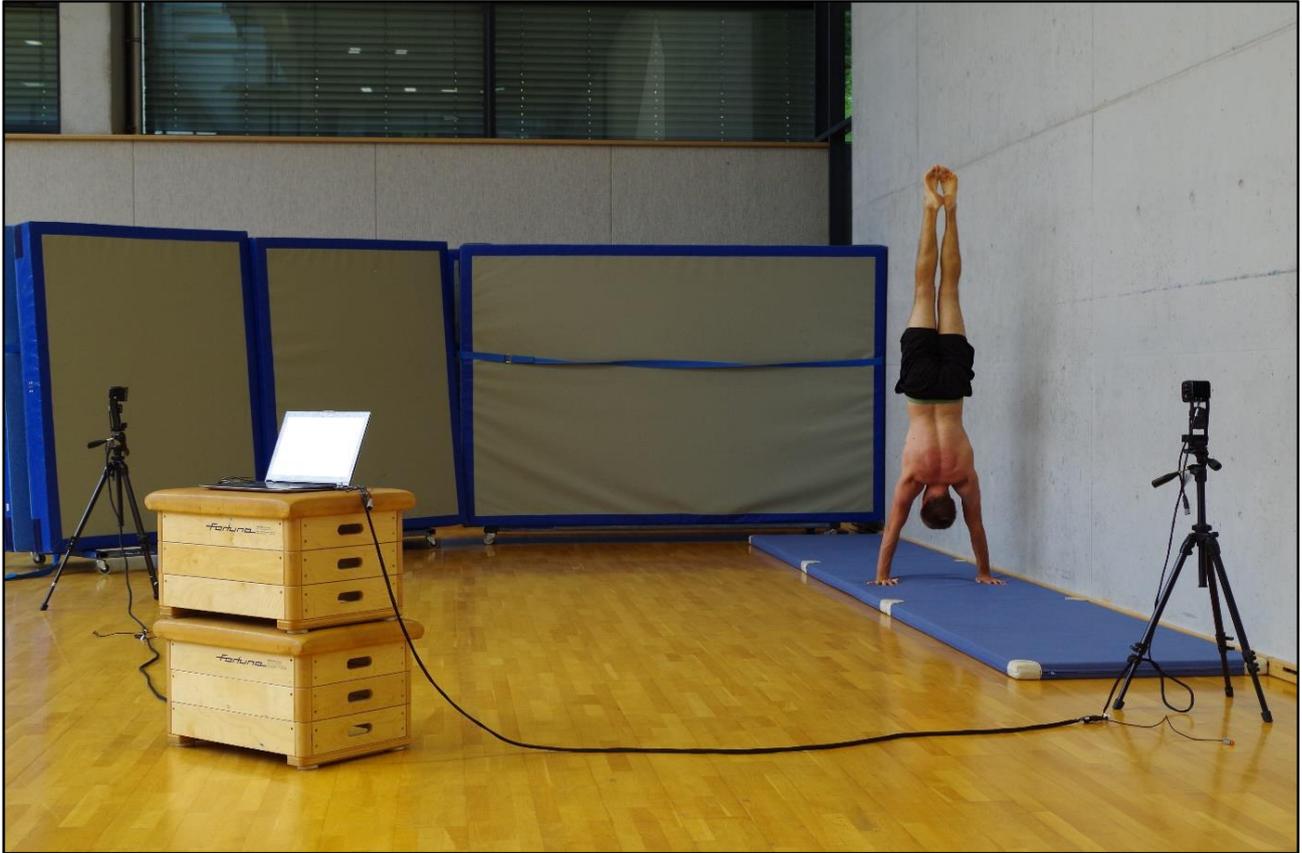


Abb. 15. Versuchsanordnung im Original.

Da sich ein Spiegel in der Gymnastikhalle der Universität Koblenz befindet, wurden zwei Mattenwagen genutzt, um diesen zu verdecken (s. Abb. 14.). Der komplette Auf- und Abbau umfasste, inklusive Einrichten der verwendeten Technik, ca. 70 Minuten. Daher war es empfehlenswert, möglichst viele Probanden an einem Tag zu untersuchen. Für jeden Probanden wurden die Marker zuvor bereits hergerichtet und alle Teilnehmer wurden beim Anprobieren der passenden Orthese unterstützt. Dennoch musste eine halbe Stunde für jede Untersuchung eingeplant werden, da jeder Teilnehmer etwas Zeit benötigte, um sich an die Orthese zu gewöhnen. In diversen Sportkleidern ist ein ähnlicher Stoff verarbeitet,



Abb. 14. Hochgeschwindigkeitskamera Flex-3 der Firma Optitrack (NaturalPoint, 2017).

der die Infrarotstrahlen reflektiert, daher musste bei den Aufnahmen darauf geachtet werden, diese Stellen zu verdecken, um die Messungen nicht zu verfälschen. Die Marker wurden mit einer Flex-3-Kamera (s. Abb. 15.) mit einer Auflösung von 640x480 Pixeln aufgenommen und anschließend in der Software *myoResearch* bearbeitet.

3.6 Methode der Datenerhebung

Um den Einfluss der Knieorthese zu untersuchen, wird die komplexe Sportbewegung in einzelne Phasen eingeteilt und die dabei gemessenen Werte miteinander verglichen. Dafür werden die Probanden mit speziellen Markern ausgestattet, was die Datenerhebung in der Analysesoftware erleichtert. Aufgrund von Messfehlern, die dadurch jedoch zu Stande gekommen sind, wurde die Bewegung zum Abgleich noch einmal mit einem Analyseverfahren ausgewertet, bei dem die Marker nicht berücksichtigt worden sind.

3.6.1 Marker Applikation

Die Marker wurden nach den Empfehlungen der Firma *Vicon* befestigt, damit die Bewegung bestmöglich von den Kameras erfasst werden kann. Für die Analyse des Handstandes sind alle relevanten Marker in orange kenntlich gemacht worden (s. Abb. 16.). Der Winkel im Fußgelenk wurde über die Markerkette *RMT5*, *RANK* und *RSHN* gemessen, jedoch war der Marker am Unterschenkel genau mittig des Beines platziert. Der Kniewinkel wurde über die

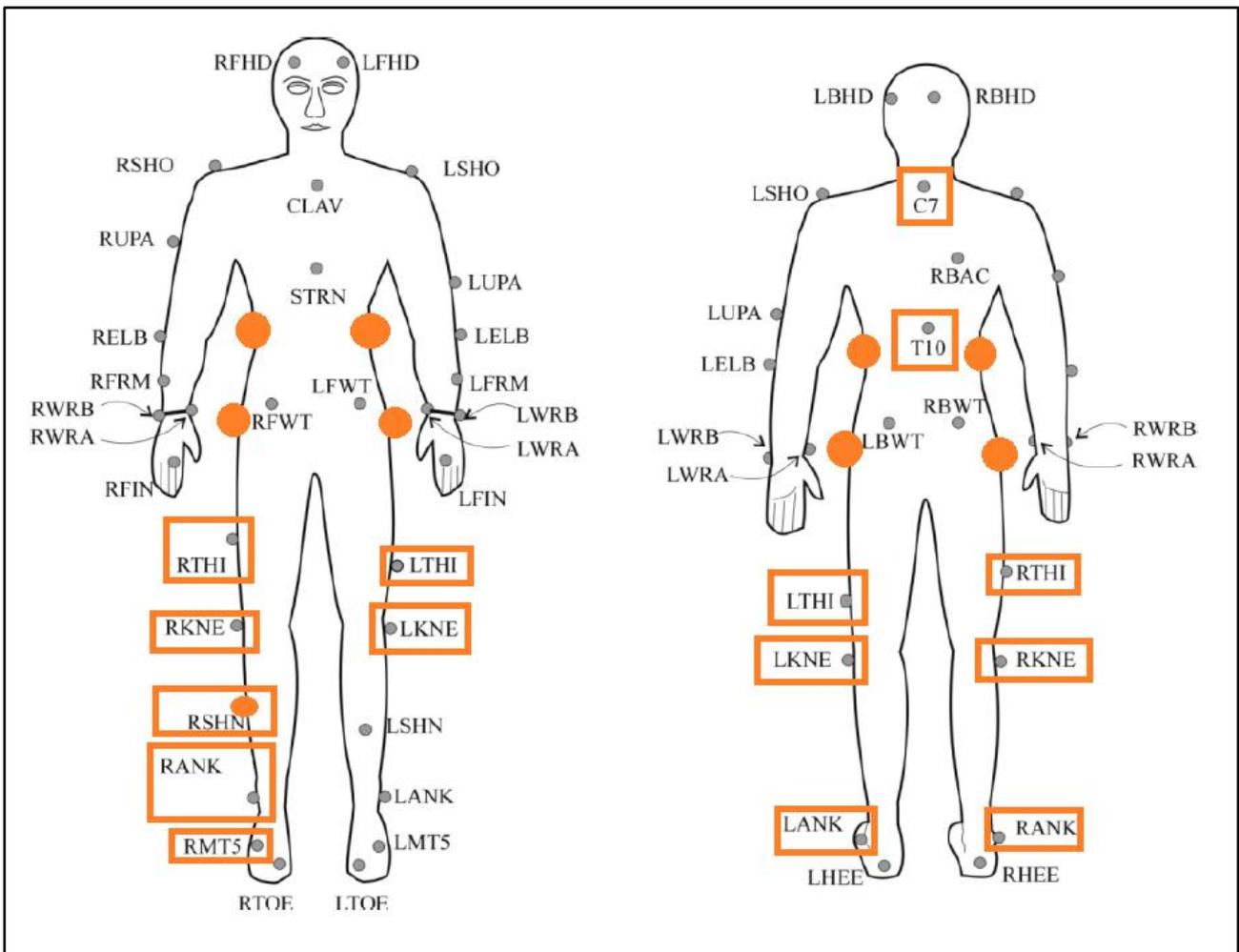


Abb. 16. Vorgabe für die Verklebung der Marker (Vicon, 2017, S.28).

drei Marker *RSHN*, *RKNE* und *RTHI* gemessen, dabei konnte der Marker *RSHN* durch die Anbringung in der Mitte des Unterschenkels für beide Winkel genutzt werden. Für den Bein-Rumpfwinkel werden jedoch keine Empfehlungen vorgeschlagen, daher wurde ein Marker seitlich an der Hüfte und einer seitlich am Rumpf befestigt, damit der Winkel über diese beiden Marker und *RTHI* gemessen werden konnte. Aufgrund der Abrollbewegung wurden die Marker *T10* und *C7* nicht verklebt, daher musste die Winkelkette an diesen Positionen separat eingezeichnet werden.

3.6.2 Datenerhebung der Handstandbewegung

Die Handstandbewegung wird in vier Phasen unterteilt (s. Tab. 5.), welche für die Datenerhebung relevant sind. Jede dieser Phasen kann durch das Anlegen der Knieorthese beeinflusst werden und sich dadurch auf das komplette Bewegungsmuster positiv oder negativ auswirken. Bei der Datenerhebung mit den Markern wurden die Winkel in jeder Phase ausgewertet, auch wenn diese negative Werte angenommen hatten. Die Handstandbewegung wird in den folgenden vier Phasen genauer untersucht:

Tab. 5. Die vier Phasen des Handstandes.

Erste Phase	Die Ausgangsstellung dient als Vorbereitung für den Handstand
Zweite Phase	Das Stemmbein wird ca. eine Rumpflänge entfernt aufgesetzt
Dritte Phase	Weites Aufsetzen der Hände mit gestreckten Armen
Vierte Phase	Das Aufschwingen wird gestoppt, sobald der KSP senkrecht über dem Kopf liegt
Abrollbewegung	Sobald der Proband den Handstand halten konnte, werden keine Daten mehr gemessen, da die Folgebewegung für das Ergebnis nicht mehr relevant ist

Die Distanz, die der Turner während der Übung zurückgelegt hat, konnte mit Hilfe der Bodenmatten eindeutig bestimmt werden, da diese in der Länge auf zwei Meter und in der Breite auf einen Meter genormt sind. Insbesondere wurde dadurch die perspektivische Betrachtung in Bezug auf die Spur des Turners berücksichtigt. Der Proband sollte, wenn möglich, seine Übung genau mittig auf der Bodenbahn ausführen. Zur Orientierung wurde dafür eine Linie aufgezeichnet. Falls er den Handstand leicht versetzt geturnt hat, konnte die Distanz später auf der Aufnahme ebenso versetzt eingezeichnet werden, damit bei der Messung keine Fehler aufgrund der Perspektivenverschiebung auftreten. Die Versetzung (ΔS) des KSP wird durch den Abstand der Hände zu den beiden Mattenkanten folgendermaßen berechnet (s. Abb. 17.):

$$(2) \Delta S[\%] = \left| \frac{\text{Distanz } R[\%] - \text{Distanz } L[\%]}{2} \right|$$



Abb. 17. Versetzung des Turners aus der Front- und Seitenperspektive.

In diesem Beispiel ergibt sich für die Versetzung des Turners $\Delta S=5,8\%$. In der Videoanalyse der Seitenperspektive muss folglich die Bezugslinie für die Distanz um $5,8\%$ zur unteren Mattenkante verschoben werden. Um den Punkt der Versetzung zu markieren, wurde die Länge der Mattenkante als Basis verwendet. Der Mittelpunkt wurde im Anschluss um den Wert ΔS verschoben (s. Abb. 17.). Der Mittelpunkt der rechten Kante liegt somit an der Stelle $55,2\%$, da eine genauere Annäherung an den Wert $55,8\%$ aufgrund der Kameraauflösung nicht möglich war. Dasselbe Prinzip wird analog dazu an der linken Mattenkante durchgeführt, um beide Mittelpunkte miteinander zu verbinden. Diese Bezugslinie entspricht dann aus der Perspektive der Kamera genau zwei Metern, jedoch sind Abweichungen dabei nicht zu vermeiden.

Erste Phase Ausgangsstellung

In der Ausgangsstellung sollte der Knie- sowie Bein-Rumpfwinkel gegen 0° tendieren. Es wurde anatomisch der Nebenwinkel zum Knie-, Hüft- und Fußgelenkwinkel gemessen, jedoch musste im Knie aufgrund der Polarität der Stufenwinkel verwendet werden. Der Turner hatte sein Knie komplett gestreckt und die Marker wurden so angebracht, dass sich eine Abweichung von 2° eingestellt hat (s. Abb. 18.). Die Ausgangsstellung muss immer mit gestreckten Armen erfolgen, da der Turner sonst einige Marker auf den Aufnahmen verdecken würde. Falls ein Sportler beim Handstand das linke Bein bevorzugen würde, konnte dieser auf der gegenüberliegenden Matte beginnen, mit Blickrichtung zur anderen Seite. Durch das Anlegen der Knieorthese weicht der Kniewinkel des Probanden in der Ausgangsstellung um 2° , der Bein-Rumpfwinkel um 7° und der Winkel im Fußgelenk um 6° ab.

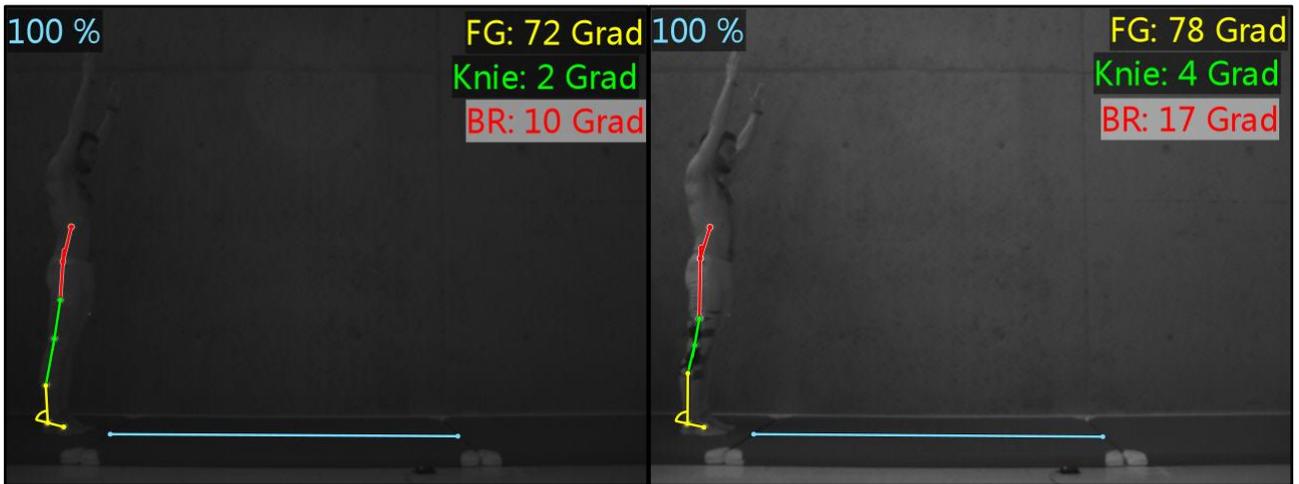


Abb. 18. Erste Phase der Handstandbewegung.

Zweite Phase Aufsetzen des Stemmbeins

In der zweiten Phase beeinflusst die Schrittlänge die gesamte Aufschwungbewegung. Falls der Proband den Schritt zu kurz oder zu lang ausführen würde, könnte der Drehimpuls nicht mehr kontrolliert werden und das hätte zur Folge, dass die Standphase zu kurz ausgeführt würde. Die Schrittlänge des Probanden verkürzt sich durch das Anlegen der Knieorthese um 2cm (s. Abb. 19.). Im Kniewinkel beträgt der Wert mit Orthese 8° und ist somit doppelt so groß wie der Kniewinkel ohne Orthese. Der Bein-Rumpfwinkel weicht mit 9° deutlich mehr ab als der Fußgelenkwinkel, der sich um 3° vergrößert hat. Durch die Verwendung der Knieorthese haben sich somit die gemessenen Parameter in der zweiten Phase leicht verändert, obwohl auf den Aufnahmen kaum ein Unterschied zu erkennen ist. Die Ursache dafür, wie es dennoch zu den Abweichungen der Winkel gekommen ist, wird später noch genauer erläutert und anhand dieses Beispiels diskutiert.

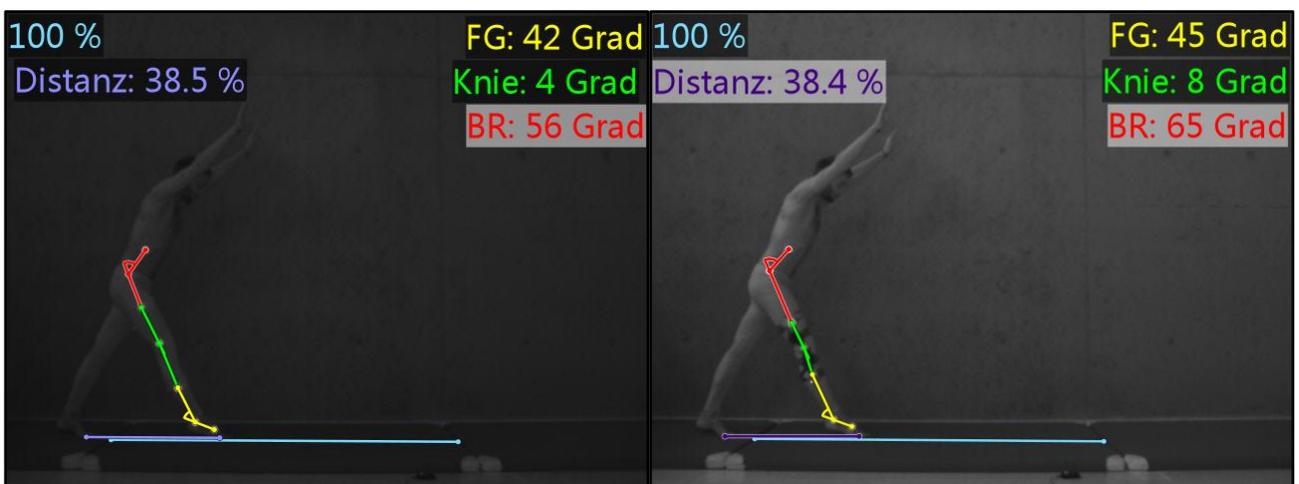


Abb. 19. Zweite Phase der Handstandbewegung.

Dritte Phase Aufsetzen der Hände

Durch das Anlegen der Knieorthese verkürzt sich der Abstand zwischen dem Aufsetzen der Hände und dem Stemmbein um 1,28 Meter (s. Abb. 20.). Der Winkel im Kniegelenk ist jedoch mit 11° unverändert geblieben, allerdings ist der Bein-Rumpfwinkel um 13° größer geworden. In dieser Phase nehmen alle Winkel den größten Wert an und dabei wird auf das Stemmbein die maximale Belastung der kompletten Handstandbewegung ausgeübt. Aus diesem Grund kann sich die Knieorthese in dieser Phase am stärksten auf die komplexe Bewegung auswirken.

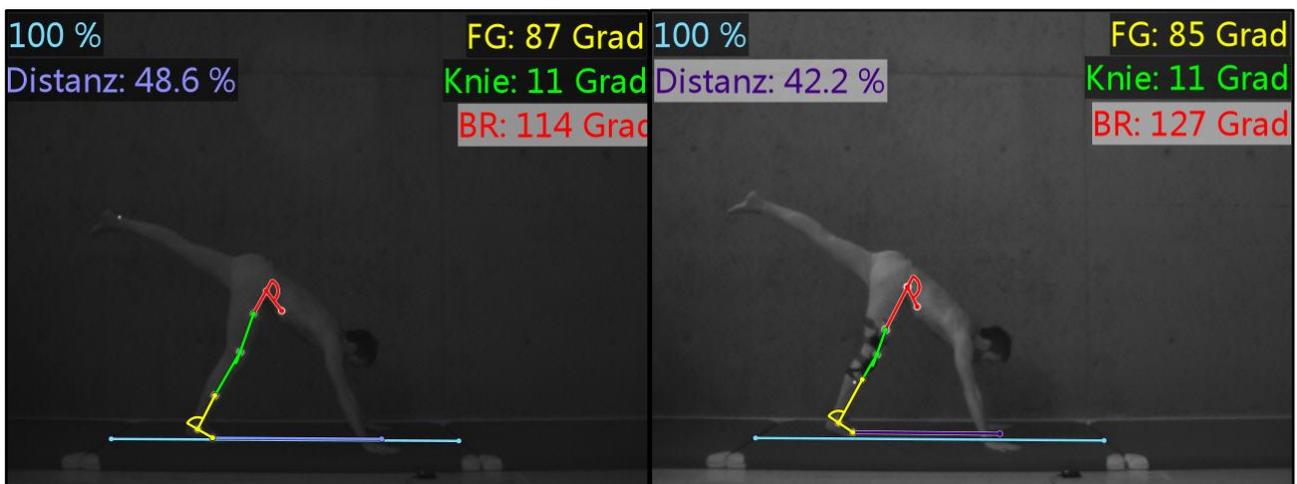


Abb. 20. Dritte Phase der Handstandbewegung.

vierte Phase Standphase

In der Standphase wird die Versetzung des Turners gemessen und mit der in (2) beschriebenen Gleichung berechnet. Bei diesem Probanden ist ohne Knieorthese keine Schiefstellung des Körpers zur linken oder rechten Seite zu erkennen, was durch die Winkelkette von Kopf, Steißbein und Fuß deutlich zu erkennen ist (s. Abb. 21.). Nimmt der Winkel der linken oder rechten Seite einen kleineren Wert als der andere an, neigt der Proband dazu, den Handstand zu dieser Seite auszuführen. Durch das Anlegen der Orthese kann bei diesem Probanden eine Schiefstellung festgestellt werden (s. Abb. 21.), die sich folgendermaßen berechnen lässt:

$$(3) \Delta\varepsilon = \frac{\varepsilon_{rechts} - \varepsilon_{links}}{2}$$

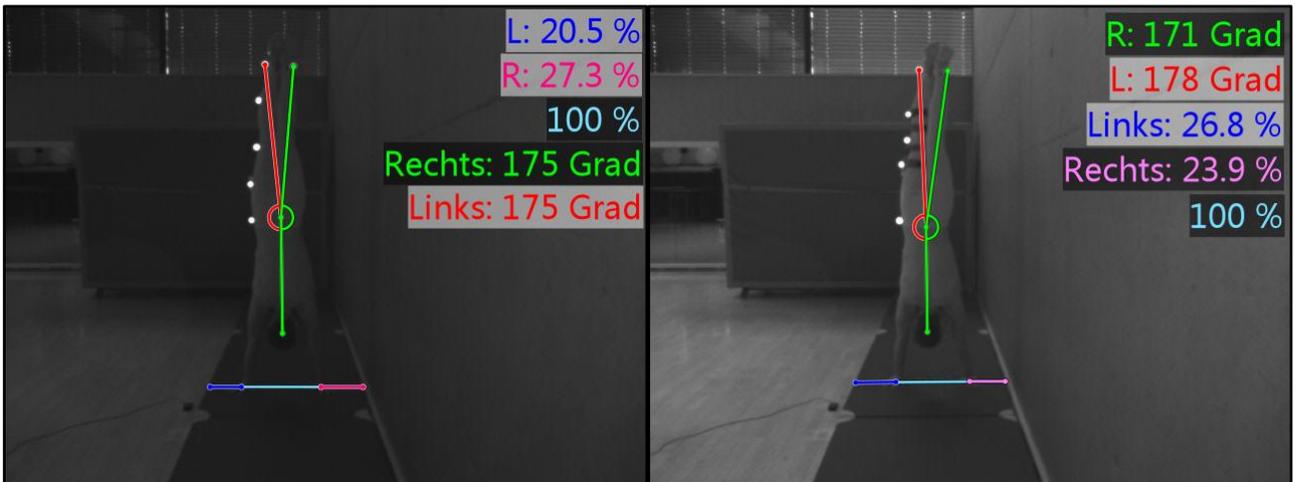


Abb. 22. Vierte Phase der Handstandbewegung aus der Frontperspektive.

Nach (3) ergibt sich für den Probanden eine Schiefelage von $-3,5^\circ$. Das Vorzeichen steht für die Seite der Schiefelage, dabei neigt der Proband bei einem positiven Wert zur rechten und bei einem negativen zur linken Seite in Turnrichtung. Der Kniewinkel weicht lediglich um 1° ab (s. Abb. 22.), jedoch hat sich der Bein-Rumpfwinkel um 8° vergrößert und der Winkel im Fußgelenk um 3° verkleinert.



Abb. 21. Vierte Phase der Handstandbewegung aus der Seitenperspektive.

3.6.3 Datenerhebung ohne Marker

Nach der Datenauswertung mit den Markern ist aufgefallen, dass die Messwerte sehr stark streuten. Um diese Ungenauigkeiten zu vermeiden, sind alle Videos mit einem anderen Analyseverfahren nochmal überarbeitet worden, bei dem die Marker nicht berücksichtigt wurden (s. Abb. 23.). Die Zeitpunkte $t_{\text{Phase-1}}$ bis $t_{\text{Phase-4}}$, in denen die Daten mit den Markern erfasst wurden, sind unverändert geblieben, sodass die Unterschiede der Messungen nicht

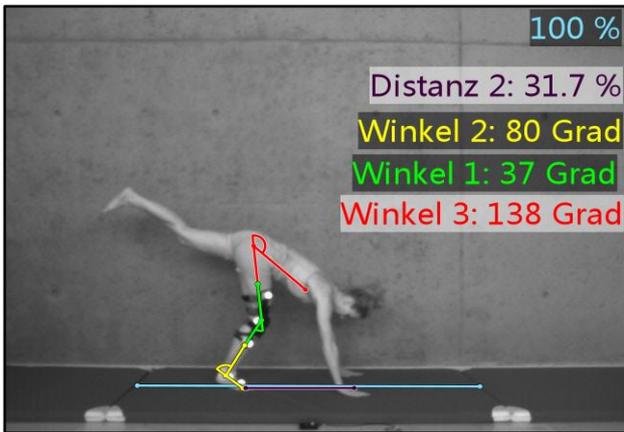


Abb. 23. Messung ohne Berücksichtigung der Marker.

dadurch beeinflusst worden sind, weil der Turner nicht dieselbe Körperhaltung einnahm. Um die Winkel möglichst genau ablesen zu können, wurde die Winkelkette so angelegt, dass diese möglichst zentral durch das Bein, den Fuß und den Rumpf verliefen (s. Abb. 23.). Da nun die Marker nicht verfolgt werden konnten, musste dieser Vorgang für jedes

einzelne Bild wiederholt werden, was mit einem deutlich höheren Arbeitsaufwand verbunden gewesen ist. Dadurch konnten die Messfehler geringgehalten und präzise Daten für die Auswertung bereitgestellt werden. Um die Schiefstellung zu ermitteln, wurde ein Pfeil durch den Hals und die Mitte des Beckens gezeichnet. Ein zweiter Pfeil wurde genau senkrecht in dem Schnittpunkt des ersten Pfeils und der Basislinie zwischen den Händen platziert (s. Abb. 24.). Der Winkel zwischen den beiden Pfeilen entspricht der Schiefstellung des Probanden. Auch hier bedeutet ein positiver Wert eine Schiefstellung des Turners zur rechten Seite in Turnrichtung und ein negativer Wert eine Schiefstellung zur linken Seite.



Abb. 24. Messung der Schiefstellung ohne Marker.

3.7 Statistik-Software zur Datenanalyse

SPSS ist eine Statistik-Software der Firma *IBM* und dient zur Analyse großer Datenmengen. Durch verschiedene Verfahren können Auswertungstabellen und Graphen erstellt werden, um beispielsweise Mittelwertabweichungen, Korrelationen oder Signifikanzniveaus zu berechnen und übersichtlich zu veranschaulichen. Messungen, die zu stark vom Mittelwert abweichen, werden in einem Boxplotgraphen dargestellt. Durch einen T-Test können im Anschluss alle Kennwerte ermittelt und für die Diskussion der Ergebnisse bereitgestellt werden. Falls die Messungen, die vom Mittelwert zu stark abweichen, vom T-Test ausgeschlossen werden, könnte sich dadurch das Signifikanzniveau verändern. Zum Vergleich werden zunächst alle Daten ausgewertet und im Anschluss die Messungen, die zu stark abgewichen sind, bei der weiteren Verarbeitung ausgeschlossen (Heinz, 2017).

Korrelation

Das Ergebnis des Korrelationskoeffizienten (r) ist ein Maß dafür, wie abhängig zwei Messreihen voneinander sind. Wenn z.B. die Korrelation für die Messergebnisse des Knie- und Fußgelenkwinkels aus einer beliebigen Phase berechnet wird, so kann dieser einen Wert zwischen -1 und +1 annehmen. Je näher der Koeffizient zu +1 tendiert, desto eher kann auf einen positiven Zusammenhang der Winkel geschlossen werden. Dies bedeutet, dass sich der Fußgelenkwinkel vergrößert, sobald sich der Kniegelenkwinkel vergrößern würde. Bei einem Wert von 0 könnte hingegen kein statistischer Zusammenhang postuliert werden. Ein negativer Wert würde bedeuten, dass sich der Fußgelenkwinkel verkleinert, sobald sich der Kniewinkel vergrößern würde. Der Korrelationskoeffizient berechnet sich nach dem Prinzip von *Bravais-Pearson* folgendermaßen (Schwarz, 2017b):

$$(4) r = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i \cdot \bar{x}) \cdot (y_i \cdot \bar{y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (x_i \cdot \bar{x})^2 \cdot \sum_{i=1}^n (y_i \cdot \bar{y})^2}}$$

\bar{x} und \bar{y} = Mittelwerte der Messreihen
 x_i und y_i = einzelne Messwerte

Boxplot

Durch einen Boxplot wird die Verteilung der Messwerte von zwei Tabellen überschaubar dargestellt. Der Median ist durch einen schwarzen Balken gekennzeichnet und alle Werte, die für die Datenanalyse genutzt werden können, befinden sich im blau markierten Konfidenzintervall. Die Messdaten von Proband 1, 16, 3 und 4 weichen im Beispiel zu stark vom Mittelwert ab, so dass diese nicht weiterverarbeitet werden können. Daher werden diese beim folgenden T-Test nicht weiter berücksichtigt (s. Abb. 25.).

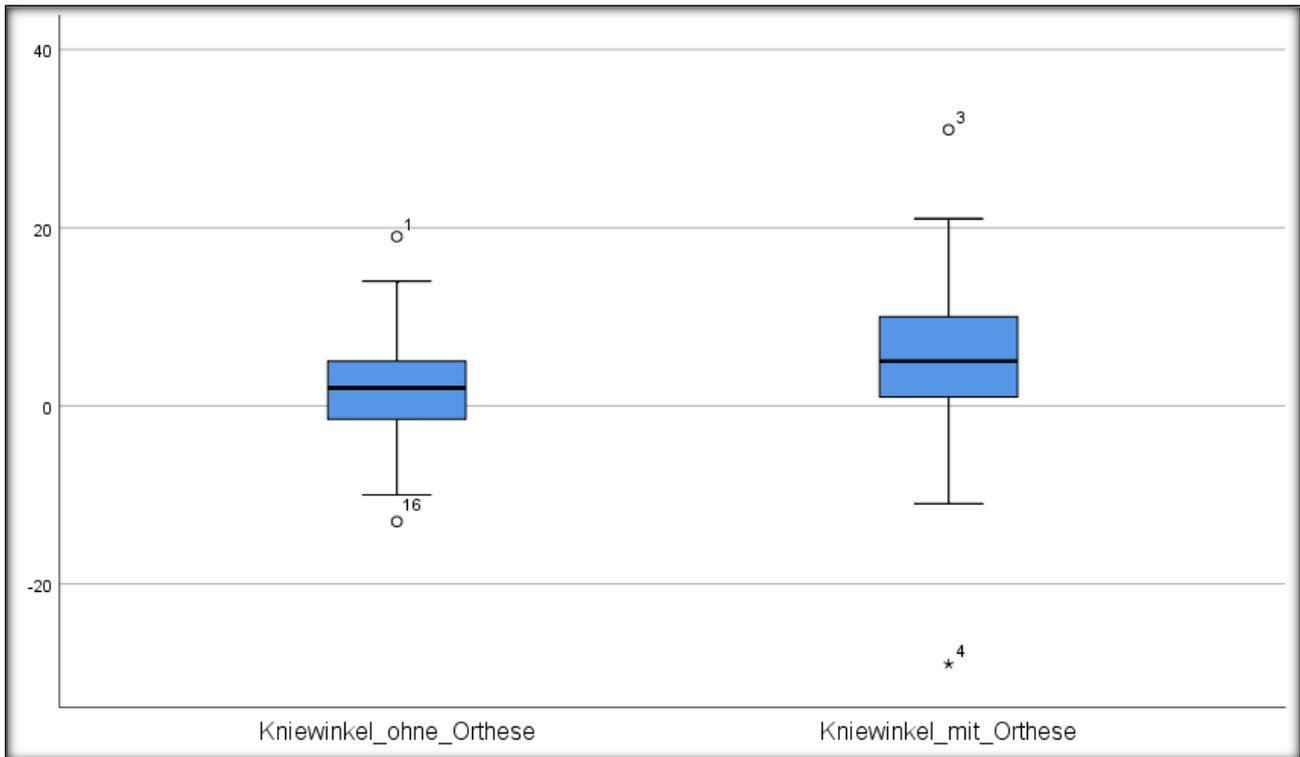


Abb. 25. Beispiel der Boxplotauswertung von zwei Messreihen.

In SPSS können alle Messreihen in einem Boxplot-Schaubild nebeneinander aufgelistet werden, jedoch komprimiert die Software diese Abbildung so stark, dass keine Übersicht mehr gegeben wäre. Aus diesem Grund sollten nicht mehr als sechs Messreihen nebeneinander verglichen werden (IBM, 2017).

T-Test

Um eine Aussage darüber treffen zu können, ob ein direkter Unterschied zwischen den einzelnen Stichproben vorliegt, werden die Messreihen mittels T-Test untersucht. Die Teststatistik umfasst den Mittelwert, die Standardabweichungen und den daraus resultierenden Standardfehler bei den gepaarten Differenzen der Stichproben. Die Standardabweichung ist eine Maßeinheit für die Streuung um einen Wert, der mit einer bestimmten Wahrscheinlichkeit angenommen wird. Eine hohe Standardabweichung bedeutet, dass es wahrscheinlich ist, einen Wert zu erhalten, der weit vom erwarteten Wert abweicht (Schwarz, 2017a). Der Mittelwert (\bar{d}) der gepaarten Stichproben berechnet sich nach Leidlmair (2017) folgendermaßen:

$$(5) \bar{d} = \sum_{i=1}^n \frac{x_i - y_i}{n}$$

Tab. 6. T-Test bei gepaarten Stichproben.

		Test bei gepaarten Stichproben							
		Gepaarte Differenzen					T	df	Sig. (2-seitig)
		Mittelwert	Standard Abweichung	Standardfehler des Mittelwertes	95% Konfidenzintervall der Differenz				
Paaren 1					Untere	Obere			
	Kniewinkel_ohne_Orthese - Kniewinkel_mit_Orthese	-2,80000	12,17245	2,72184	-8,49688	2,89688	-1,029	19	,317

Das Ergebnis des Mittelwertes zeigt, dass ein Unterschied zwischen den gepaarten Stichproben vorliegt. Ein negativer Wert bedeutet, dass die zweite Messreihe, in diesem Beispiel (s. Tab 6.) die ohne Knieorthese, durchschnittlich größere Werte annimmt. Das Ergebnis des Mittelwertes bedeutet jedoch nicht gleich, dass alle Messergebnisse ohne Orthese um 2,8° kleiner sind als die mit Orthese. Aus diesem Grund muss zunächst die Standardabweichung berechnet werden (Leidlmaier, 2017):

$$(6) \sigma_d = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (d_i - \bar{d})^2}{n-1}} \quad \text{mit } d_i = x_i - y_i$$

Der Standardfehler ist ein Maß für die durchschnittliche Fehlergröße einer Stichprobe. Eine Stichprobe liegt also mit einer hohen Wahrscheinlichkeit in dem Bereich um den Mittelwert. Der Standardfehler der Mittelwertdifferenz berechnet sich aus (6) folgendermaßen (Leidlmaier, 2017):

$$(7) \text{Standardfehler der Mittelwertunterschiede} = \frac{\sigma_d}{\sqrt{n}}$$

Die T-Verteilung wird nun aus (4) und (7) wie folgt berechnet (Schwarz, 2017, 27. Juli):

$$(8) T = \frac{\text{Mittelwert der Differenzen}}{\text{Standardfehler der Mittelwertdifferenz}} = \frac{\bar{d}}{\sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (d_i - \bar{d})^2}{f \cdot n}}} \quad \text{mit } f = df = n-1$$

Der Freiheitsgrad (df) richtet sich nach der Anzahl der untersuchten Probanden. Um zu prüfen, ob die Mittelwertdifferenzen signifikant sind, muss ein kritischer Wert aus der Tabelle (s. Tab. 8.) entnommen werden. Dieser ist abhängig vom Freiheitsgrad, also der Anzahl der Versuchspersonen und dem Grad der Wahrscheinlichkeit, auf dem das Ergebnis überprüft werden soll. Sobald folgende Bedingung erfüllt ist, liegt Signifikanz vor:

$$(9) |T| > \text{Kritischer Wert}$$

Tab. 7. T-Werte der T-Verteilung bei zweiseitiger Fragestellung (Faes, 2017).

f	P(95%)	P(98%)	P(99%)	f	P(95%)	P(98%)	P(99%)
1	12,706	31,821	63,657	24	2,064	2,492	2,797
2	4,303	6,965	9,925	25	2,060	2,485	2,787
3	3,128	4,541	5,841	26	2,056	2,479	2,779
4	2,776	3,747	4,604	27	2,052	2,473	2,771
5	2,571	3,365	4,032	28	2,048	2,467	2,763
6	2,447	3,143	3,707	29	2,045	2,462	2,756
7	2,365	2,998	3,499	30	2,042	2,457	2,750
8	2,306	2,896	3,355	35	2,030	2,438	2,724
9	2,262	2,821	3,250	40	2,021	2,423	2,704
10	2,282	2,764	3,169	45	2,014	2,412	2,690
11	2,201	2,718	3,106	50	2,009	2,403	2,678
12	2,179	2,681	3,055	60	2,000	2,390	2,660
13	2,160	2,650	3,016	70	1,994	2,381	2,648
14	2,145	2,624	2,977	80	1,990	2,374	2,639
15	2,131	2,602	2,947	90	1,987	2,368	2,632
16	2,120	2,583	2,921	100	1,984	2,364	2,626
17	2,110	2,567	2,898	120	1,980	2,358	2,617
18	2,101	2,552	2,878	200	1,972	2,345	2,601
19	2,093	2,539	2,861	500	1,965	2,334	2,586
20	2,086	2,528	2,845	1000	1,962	2,330	2,581
21	2,080	2,518	2,831	∞	1,960	2,326	2,576
22	2,074	2,508	2,819				
23	2,069	2,500	2,807				
	P(97,5%)	P(99%)	P(99,5%)		P(97,5%)	P(99%)	P(99,5%)

Das Ergebnis der Signifikanz wird auch p-Wert genannt und muss mindestens den Wert 0,05 oder kleiner annehmen, damit das Ergebnis als signifikant bezeichnet werden kann. Dadurch kann mit einer Wahrscheinlichkeit von 95% davon ausgegangen werden, dass das Ergebnis nicht zufällig entstanden ist. Das Beispiel (s. Tab. 6.) zeigt, dass der Mittelwert der gepaarten Differenzen mit ($p=0,317$) nicht signifikant ist und somit auch zufällig entstanden sein könnte. Daraus lässt sich schlussfolgern, dass zwischen den verglichenen Stichproben mit und ohne Tragen der Orthese kein signifikanter Unterschied festgestellt werden kann. Je nachdem welches Ergebnis sich für den p-Wert ergibt, kann das Ergebnis noch anders interpretiert werden (s. Tab. 7.).

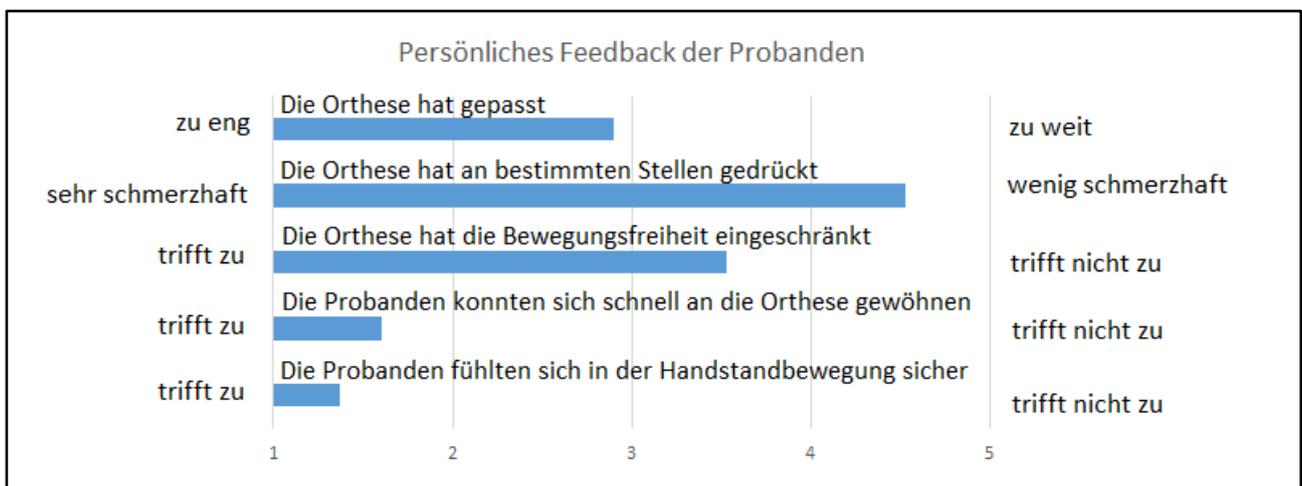
Tab. 8. Interpretation der Auswertung (Lohninger, 2012).

$p > 0,05$	Das Ergebnis ist nicht signifikant
$p \leq 0,05$	Das Ergebnis ist mit einer Wahrscheinlichkeit von 95% signifikant
$p \leq 0,01$	Das Ergebnis ist mit einer Wahrscheinlichkeit von 99% sehr signifikant
$p \leq 0,001$	Das Ergebnis ist mit einer Wahrscheinlichkeit von 99,9% hoch signifikant

4 Ergebnisse

Jeder Proband konnte ein persönliches Feedback zu der neuen Orthese äußern und bestimmte Aspekte durch ein Sternesystem von eins bis fünf bewerten. Das Feedback eines jeden Probanden und die Tabellen mit den erfassten Daten sind im Anhang beigefügt, um die Ergebnisse nachvollziehen zu können. Das Feedback der 30 Probanden wurde ausgewertet und der Durchschnitt der Ergebnisse in einer Tabelle veranschaulicht (s. Tab. 9.). Wenn die Orthese weder zu weit noch zu eng gewesen war, also genau gepasst hatte, wurde dies mit drei Sternen bewertet. Fünf Probanden gaben an, dass die Klettverschlüsse in der Kniekehle unangenehm gewesen seien und bei zwei weiteren hätte die Orthese ein Drücken am Seitenband verursacht, jedoch war dies nicht sehr störend und hat die Sportbewegung nicht beeinflusst. Der Großteil der Probanden konnte sich schnell an die Orthese gewöhnen, dennoch war die Einschränkung in der Bewegung deutlich zu spüren. Trotzdem hat sich jeder Teilnehmer der Studie in der Handstandbewegung sicher gefühlt und hätte sich vorstellen können, den Handstand mit dieser Knieorthese zu üben, falls das Gelenk wieder umfangreich belastet werden dürfe.

Tab. 9. Rückmeldung der Probanden.



Die Ergebnisse der Videoanalyse sind in zwei Kategorien unterteilt, bei denen die Daten einmal mit und ohne Marker erhoben wurden. In jeder Kategorie sind zunächst die Schaubilder der Boxplots und anschließend die zwei Tabellen der T-Tests, einmal mit allen und anschließend ohne Berücksichtigung der aussortierten Werte, aufgelistet. Die Ergebnisse der Videoanalyse eines jeden Probanden sind im Anhang beigefügt und können somit nachvollzogen werden, da ein Auflisten aller Messungen an dieser Stelle zu umfangreich und nicht zielführend wäre.

4.1 Statistische Auswertung der Messergebnisse mit Marker

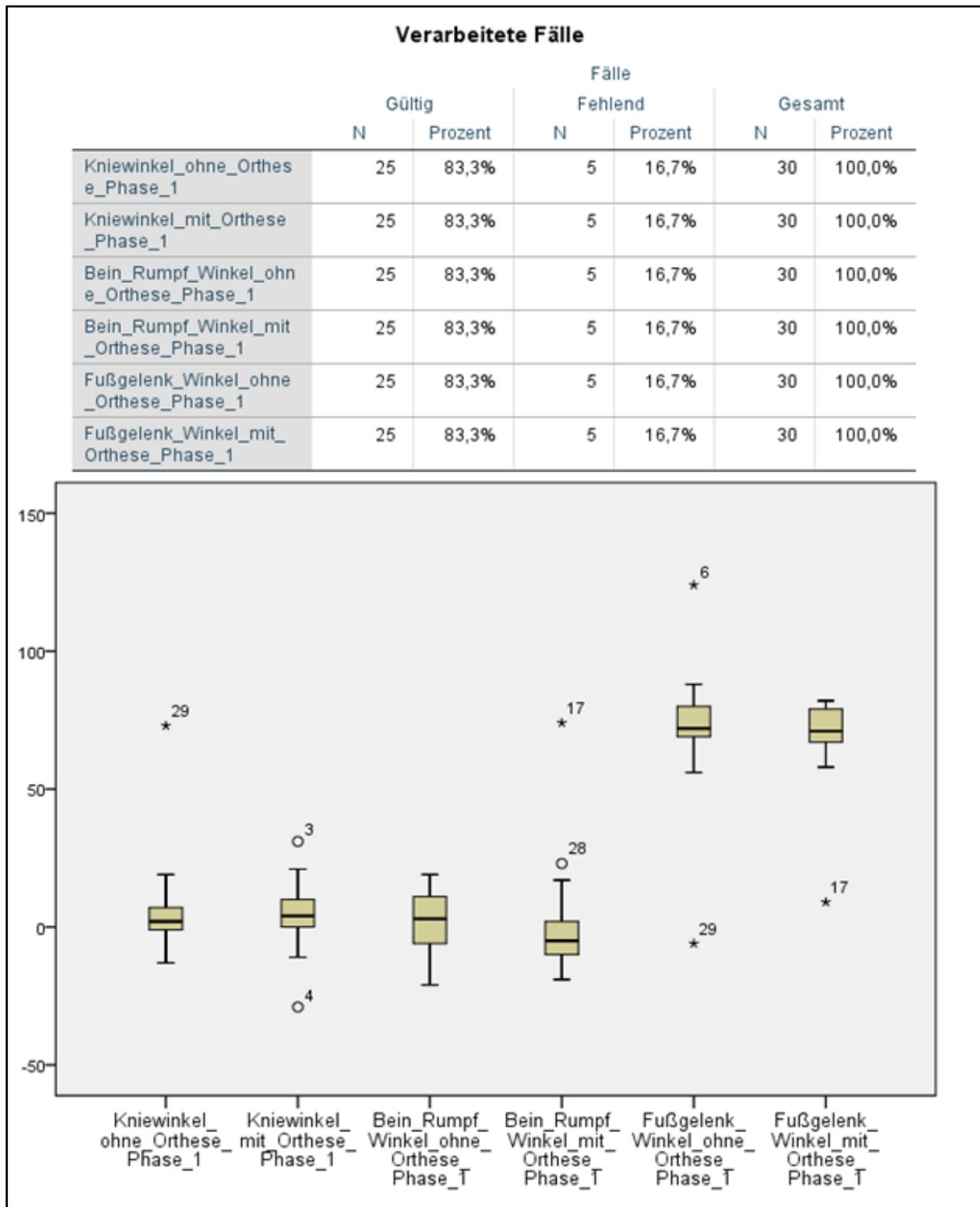


Abb. 26. Boxplot der ersten Phase mit Marker.

Im Knie- und Bein-Rumpfwinkel fallen jeweils nur drei Probanden nicht in das Konfidenzintervall, dennoch weichen die Mediane leicht voneinander ab (s. Abb. 26.). Für den T-Test im Fußgelenk werden drei weitere Messdaten gestrichen.

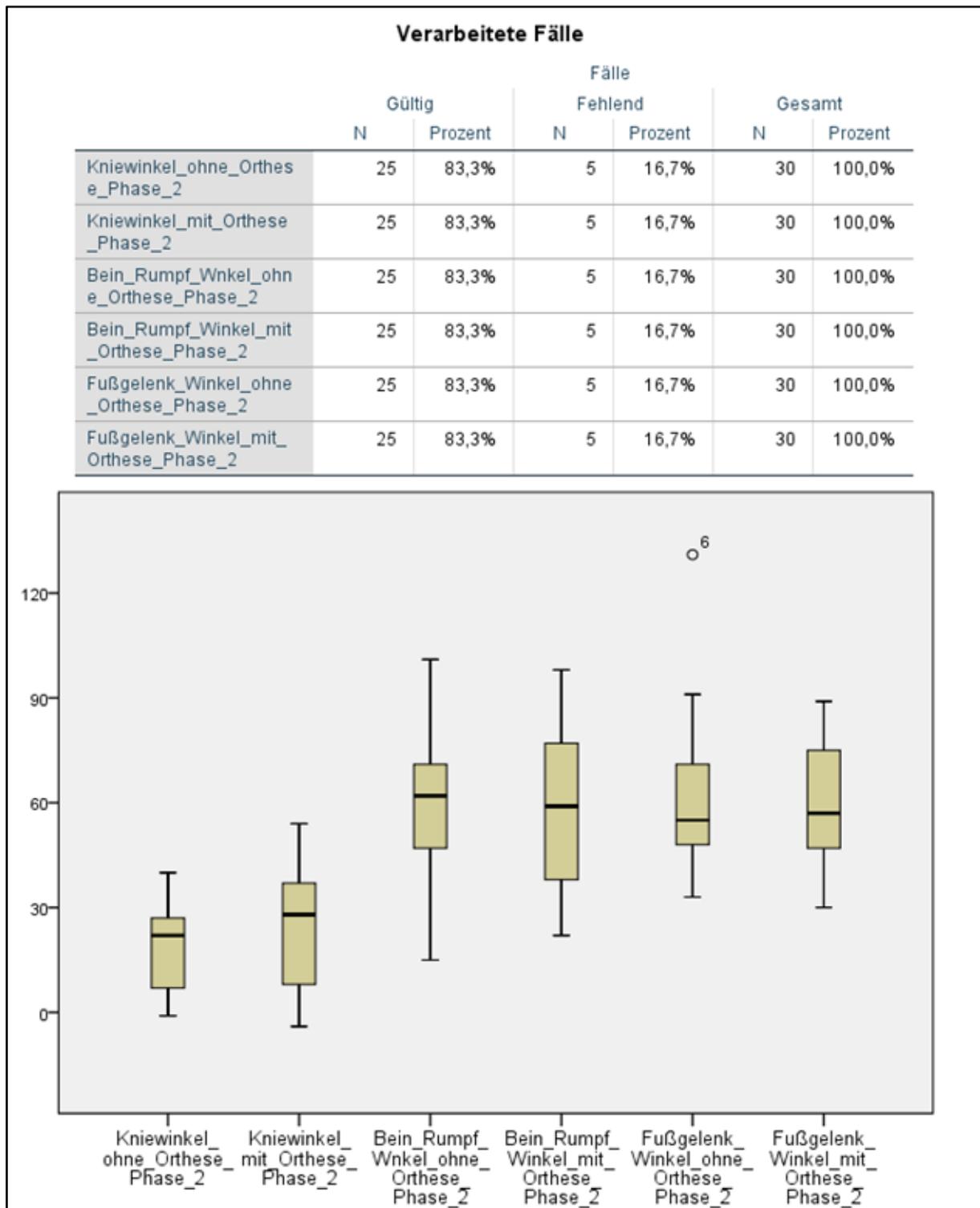


Abb. 27. Boxplot der zweiten Phase mit Marker.

Obwohl in der zweiten Phase nur ein Proband aus der Gesamtwertung fällt, sind deutliche Unterschiede zwischen den Konfidenzintervallen und den Mediane zu erkennen. Die Werte des Bein-Rumpfwinkels streuen mit Orthese deutlich mehr, als es zuvor ohne Orthese der Fall gewesen ist (s. Abb. 27.).

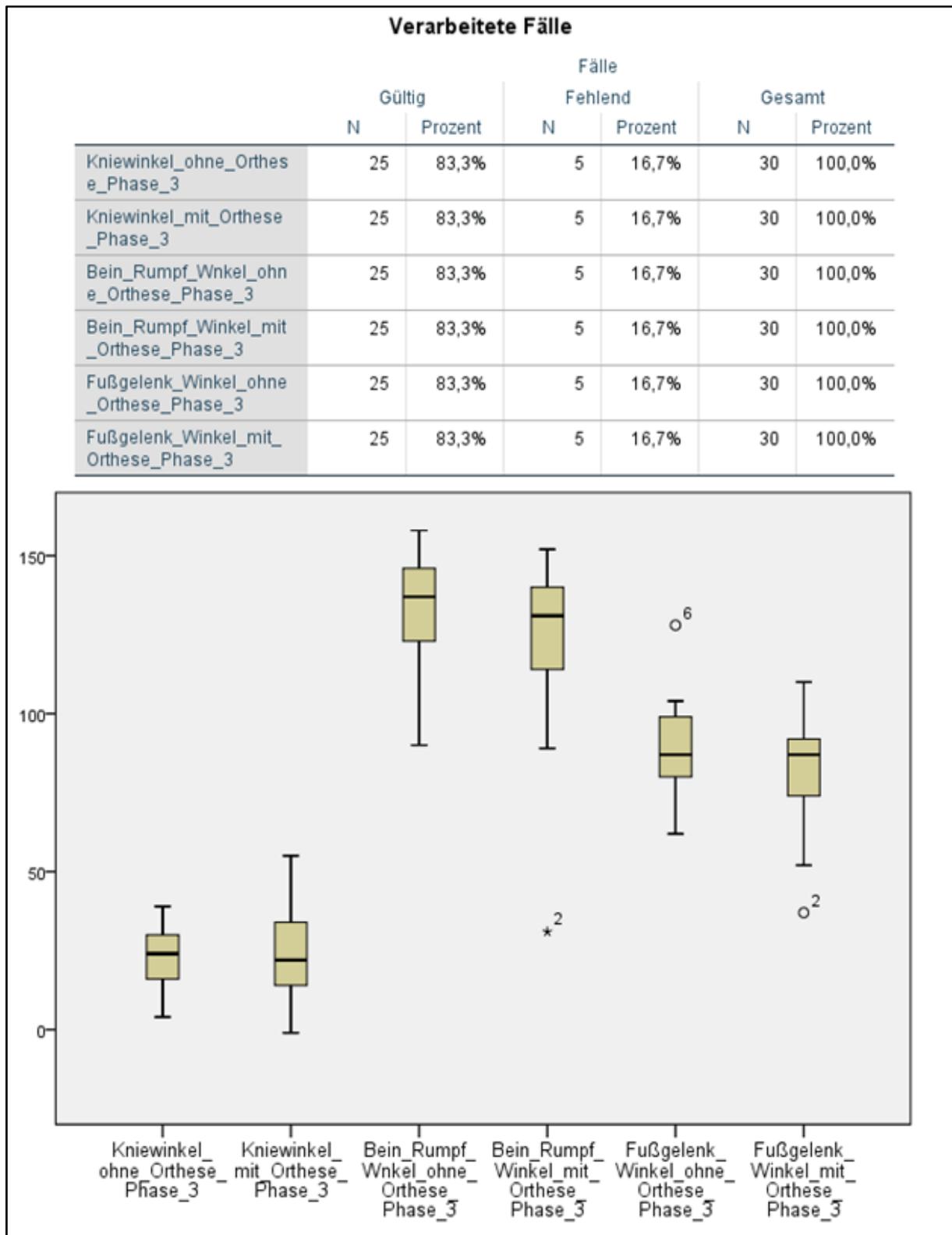


Abb. 28. Boxplot der dritten Phase mit Marker.

In der dritten Phase sind die Mediane im Fußgelenk fast identisch, dennoch tendieren die Messungen ohne Knieorthese stärker zu 0° als die Messungen mit Knieorthese (s. Abb. 28.).

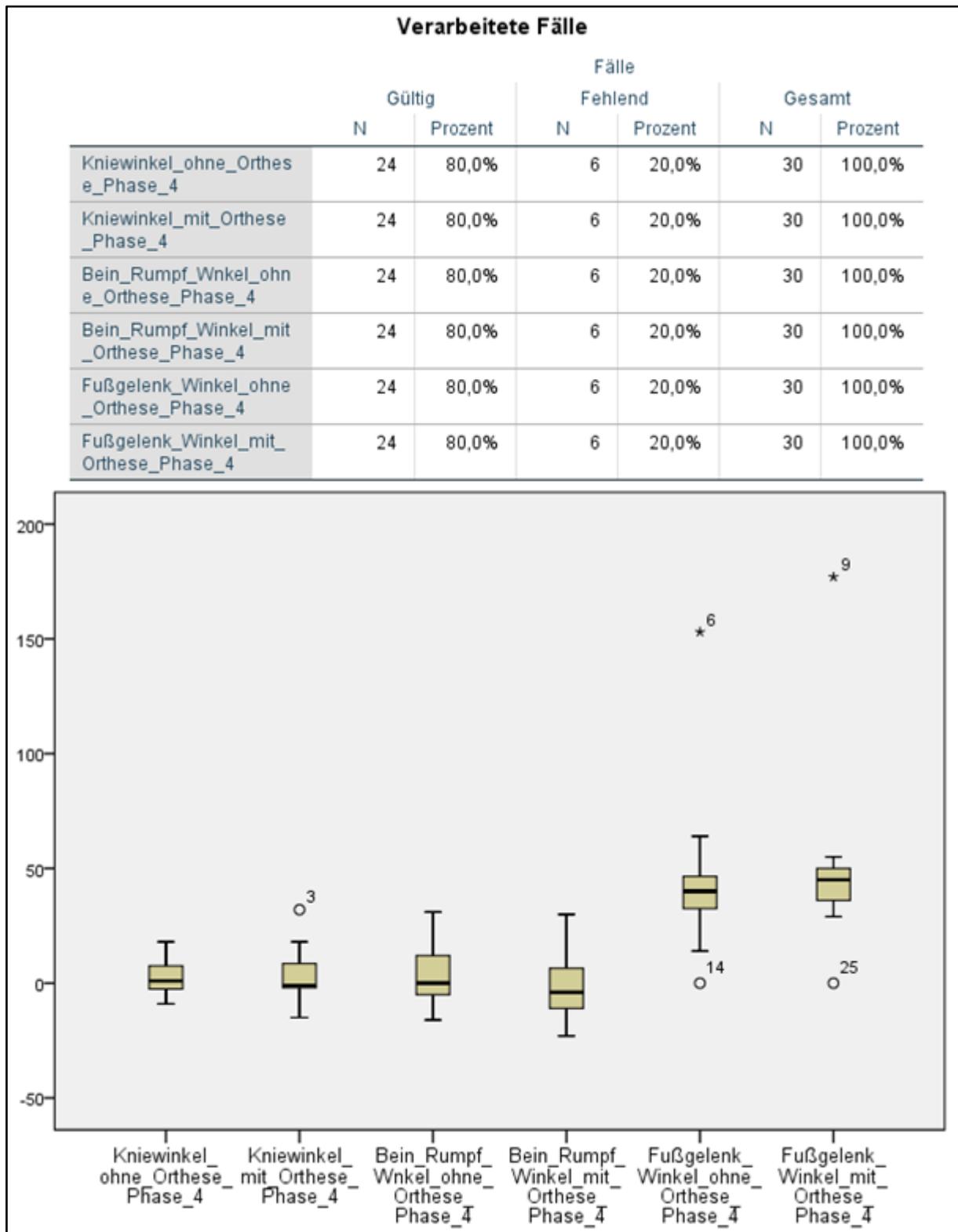


Abb. 29. Boxplot der vierten Phase mit Marker.

Auch in der Standphase weichen die Mediane insbesondere im Knie- und Bein-Rumpfwinkel deutlich voneinander ab. Für die vierte Phase konnten nur 24 Probanden ausgewertet werden, jedoch fällt ohnehin nur eine Messung raus (s. Abb. 29.).

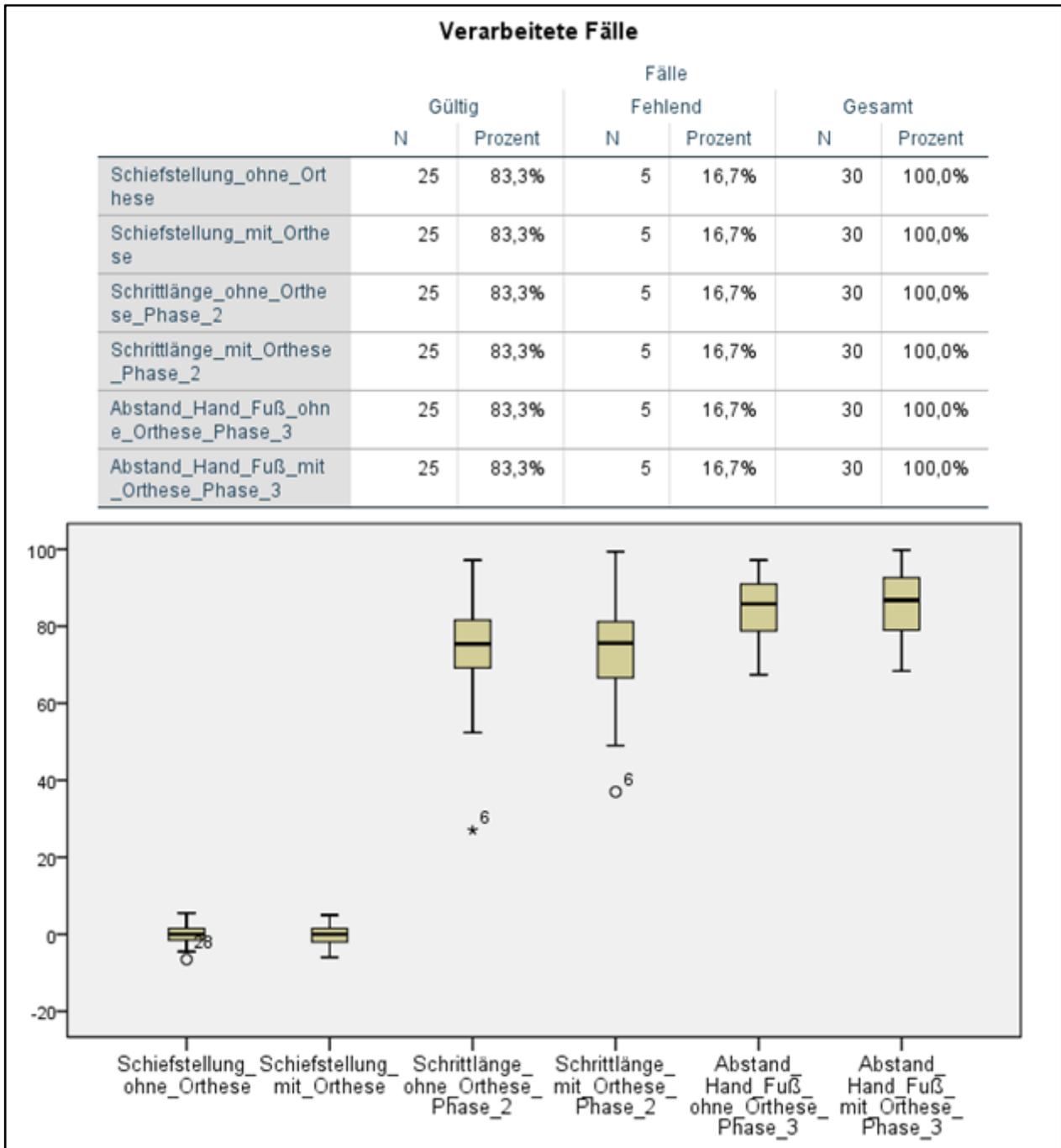


Abb. 30. Weitere Messdaten mit Marker.

Die Schrittlänge und der Abstand zwischen dem vorderen Fuß und dem Aufsetzen der Hände unterscheiden sich kaum voneinander. Auch der Vergleich der Schiefstellung in der Standphase mit und ohne Knieorthese zeigt keine großen Unterschiede. Ein aussagekräftiges Ergebnis kann jedoch nur durch den T-Test bestätigt werden, da alle Werte noch direkt miteinander verglichen werden müssen. Nur eine Messung muss für die Auswertung der Schiefstellung gestrichen werden und ein Proband hat seinen Schritt mit und ohne Knieorthese viel zu kurz ausgeführt (s. Abb. 30.).

Tab. 10. Ergebnisse des T-Test mit Marker vor dem Aussortieren der fehlerhaften Messwerte.

		Test bei gepaarten Stichproben							
		Gepaarte Differenzen					T	df	Sig. (2-seitig)
		Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes	95% Konfidenzintervall der Differenz				
					Untere	Obere			
Paaren 1	Kniewinkel_ohne_Orthese_Phase_1 - Kniewinkel_mit_Orthese_Phase_1	1,40000	19,13330	3,82666	-6,49784	9,29784	,366	24	,718
Paaren 2	Bein_Rumpf_Winkel_ohne_Orthese_Phase_1 - Bein_Rumpf_Winkel_mit_Orthese_Phase_1	1,36000	18,92283	3,78457	-6,45096	9,17096	,359	24	,722
Paaren 3	Fußgelenk_Winkel_ohne_Orthese_Phase_1 - Fußgelenk_Winkel_mit_Orthese_Phase_1	3,28000	24,96417	4,99283	-7,02470	13,58470	,657	24	,517
Paaren 4	Kniewinkel_ohne_Orthese_Phase_2 - Kniewinkel_mit_Orthese_Phase_2	-5,32000	13,34703	2,66941	-10,82939	,18939	-1,993	24	,058
Paaren 5	Bein_Rumpf_Winkel_ohne_Orthese_Phase_2 - Bein_Rumpf_Winkel_mit_Orthese_Phase_2	2,80000	12,40632	2,48126	-2,32108	7,92108	1,128	24	,270
Paaren 6	Fußgelenk_Winkel_ohne_Orthese_Phase_2 - Fußgelenk_Winkel_mit_Orthese_Phase_2	2,28000	20,60040	4,12008	-6,22343	10,78343	,553	24	,585
Paaren 7	Kniewinkel_ohne_Orthese_Phase_3 - Kniewinkel_mit_Orthese_Phase_3	-2,28000	14,11713	2,82343	-8,10726	3,54726	-,808	24	,427
Paaren 8	Bein_Rumpf_Winkel_ohne_Orthese_Phase_3 - Bein_Rumpf_Winkel_mit_Orthese_Phase_3	9,08000	23,39145	4,67829	-,57552	18,73552	1,941	24	,064
Paaren 9	Fußgelenk_Winkel_ohne_Orthese_Phase_3 - Fußgelenk_Winkel_mit_Orthese_Phase_3	6,16000	21,84353	4,36871	-2,85657	15,17657	1,410	24	,171
Paaren 10	Kniewinkel_ohne_Orthese_Phase_4 - Kniewinkel_mit_Orthese_Phase_4	-1,12000	8,76698	1,75340	-4,73883	2,49883	-,639	24	,529
Paaren 11	Bein_Rumpf_Winkel_ohne_Orthese_Phase_4 - Bein_Rumpf_Winkel_mit_Orthese_Phase_4	3,68000	11,53878	2,30776	-1,08297	8,44297	1,595	24	,124
Paaren 12	Fußgelenk_Winkel_ohne_Orthese_Phase_4 - Fußgelenk_Winkel_mit_Orthese_Phase_4	-3,36000	41,33590	8,26718	-20,42262	13,70262	-,406	24	,688
Paaren 13	Schrittlänge_ohne_Orthese_Phase_2 - Schrittlänge_mit_Orthese_Phase_2	-,39200	8,34515	1,66903	-3,83671	3,05271	-,235	24	,816
Paaren 14	Abstand_Hand_Fuß_ohne_Orthese_Phase_3 - Abstand_Hand_Fuß_mit_Orthese_Phase_3	-,26400	5,56558	1,11312	-2,56136	2,03336	-,237	24	,815
Paaren 15	Schiefstellung_ohne_Orthese - Schiefstellung_mit_Orthese	,46000	2,54509	,50902	-,59056	1,51056	,904	24	,375
Paaren 16	Rumpflänge - Mittelwert_der_Schrittlänge	1,89200	14,94278	2,98856	-4,27608	8,06008	,633	24	,533

Der T-Test zeigt Mittelwertdifferenzen ungefähr im Bereich von -5,32 bis 9,08, jedoch auch, dass kein Ergebnis signifikant ist. Die Standardabweichungen nehmen Werte von ca. 2,55 bis 42,04 an, wodurch der dazugehörige Standardfehler groß ausfällt. Das Signifikanzniveau schwankt zwischen den Werten 0,64 und 0,816 (s. Tab. 10.).

Tab. 11. Ergebnisse des T-Test mit Marker nach dem Aussortieren der fehlerhaften Messwerte.

		Test bei gepaarten Stichproben							
		Gepaarte Differenzen					T	df	Sig. (2-seitig)
		Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes	95% Konfidenzintervall der Differenz				
					Untere	Obere			
Paaren 1	Kniewinkel_ohne_Orthese_Phase_1 - Kniewinkel_mit_Orthese_Phase_1	-1,54545	9,74302	2,07722	-5,86527	2,77436	-,744	21	,465
Paaren 2	Bein_Rumpf_Winkel_ohne_Orthese_Phase_1 - Bein_Rumpf_Winkel_mit_Orthese_Phase_1	5,78261	10,88350	2,26937	1,07623	10,48899	2,548	22	,018
Paaren 3	Fußgelenk_Winkel_ohne_Orthese_Phase_1 - Fußgelenk_Winkel_mit_Orthese_Phase_1	1,45455	8,33082	1,77614	-2,23913	5,14823	,819	21	,422
Paaren 4	Kniewinkel_ohne_Orthese_Phase_2 - Kniewinkel_mit_Orthese_Phase_2	-5,32000	13,34703	2,66941	-10,82939	,18939	-1,993	24	,058
Paaren 5	Bein_Rumpf_Winkel_ohne_Orthese_Phase_2 - Bein_Rumpf_Winkel_mit_Orthese_Phase_2	2,80000	12,40632	2,48126	-2,32108	7,92108	1,128	24	,270
Paaren 6	Fußgelenk_Winkel_ohne_Orthese_Phase_2 - Fußgelenk_Winkel_mit_Orthese_Phase_2	-1,04167	12,44983	2,54131	-6,29877	4,21543	-,410	23	,686
Paaren 7	Kniewinkel_ohne_Orthese_Phase_3 - Kniewinkel_mit_Orthese_Phase_3	-2,28000	14,11713	2,82343	-8,10726	3,54726	-,808	24	,427
Paaren 8	Bein_Rumpf_Winkel_ohne_Orthese_Phase_3 - Bein_Rumpf_Winkel_mit_Orthese_Phase_3	4,62500	7,29391	1,48886	1,54505	7,70495	3,106	23	,005
Paaren 9	Fußgelenk_Winkel_ohne_Orthese_Phase_3 - Fußgelenk_Winkel_mit_Orthese_Phase_3	,60870	10,70148	2,23141	-4,01897	5,23636	,273	22	,788
Paaren 10	Kniewinkel_ohne_Orthese_Phase_4 - Kniewinkel_mit_Orthese_Phase_4	-,12500	7,37394	1,50520	-3,23874	2,98874	-,083	23	,935
Paaren 11	Bein_Rumpf_Winkel_ohne_Orthese_Phase_4 - Bein_Rumpf_Winkel_mit_Orthese_Phase_4	3,68000	11,53878	2,30776	-1,08297	8,44297	1,595	24	,124
Paaren 12	Fußgelenk_Winkel_ohne_Orthese_Phase_4 - Fußgelenk_Winkel_mit_Orthese_Phase_4	-1,47619	10,13222	2,21103	-6,08832	3,13594	-,668	20	,512
Paaren 13	Schrittlänge_ohne_Orthese_Phase_2 - Schrittlänge_mit_Orthese_Phase_2	,00833	8,27579	1,68929	-3,48622	3,50289	,005	23	,996
Paaren 14	Abstand_Hand_Fuß_ohne_Orthese_Phase_3 - Abstand_Hand_Fuß_mit_Orthese_Phase_3	-,26400	5,56558	1,11312	-2,56136	2,03336	-,237	24	,815
Paaren 15	Schiefstellung_ohne_Orthese - Schiefstellung_mit_Orthese	,50000	2,59179	,52905	-,59442	1,59442	,945	23	,354
Paaren 16	Rumpflänge - Mittelwert_der_Schrittlänge	2,45200	17,05147	3,41029	-4,58650	9,49050	,719	24	,479

Die Mittelwerte des T-Tests haben sich in Folge der Boxplots verkleinert, wodurch sich auch der Standardfehler angepasst hat. Hier wird deutlich, dass nun in wenigen Fällen signifikante Unterschiede festgestellt werden können (s. Tab. 11.).

4.2 Statistische Auswertung der Messergebnisse ohne Marker

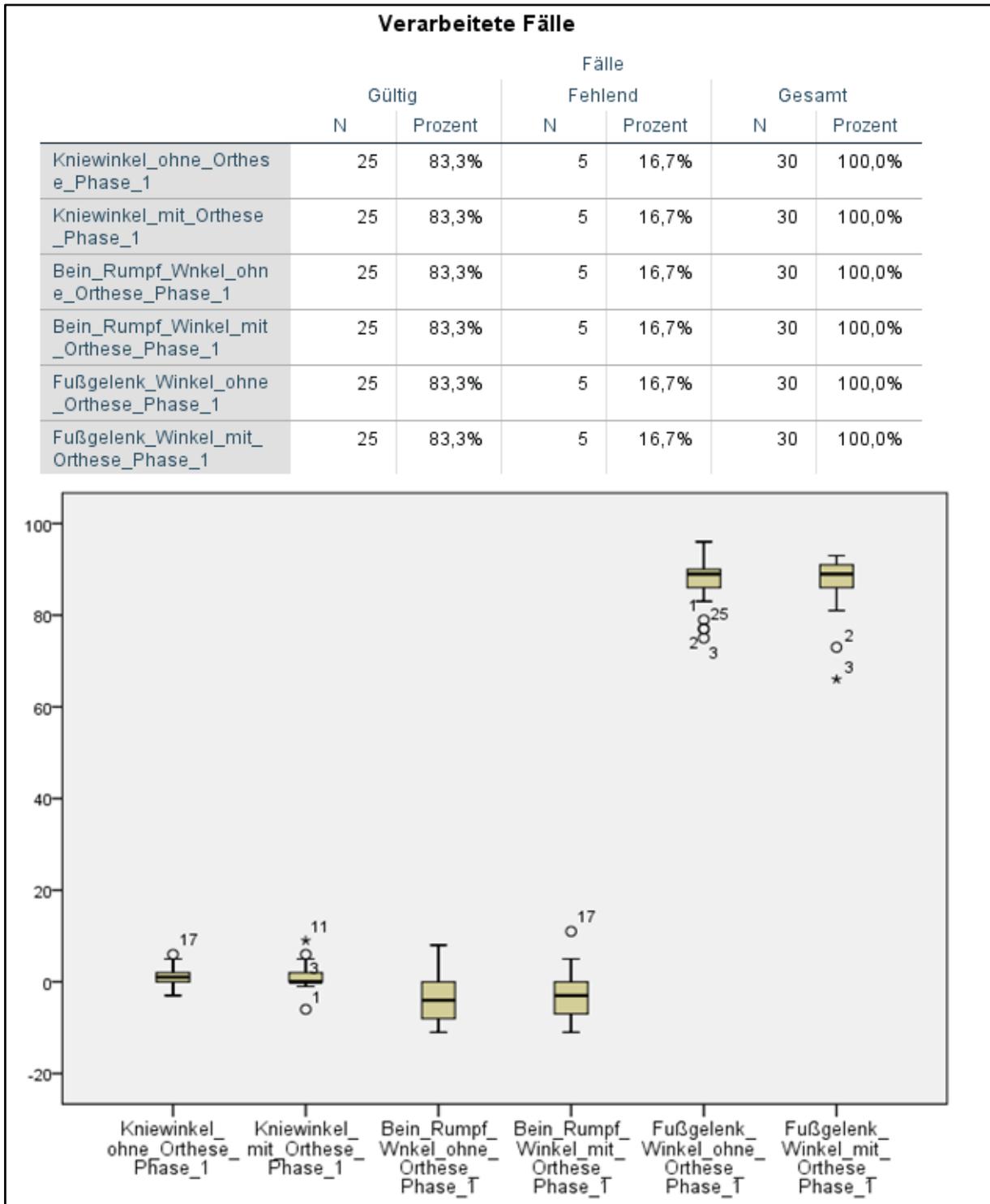


Abb. 31. Boxplot der ersten Phase ohne Marker.

Der Median weicht beim Kniewinkel etwas ab und für den T-Test müssen die Messdaten von sechs Probanden ausgeschlossen werden, da sich die Werte nicht innerhalb des Konfidenzintervalls befinden (s. Abb. 31.).

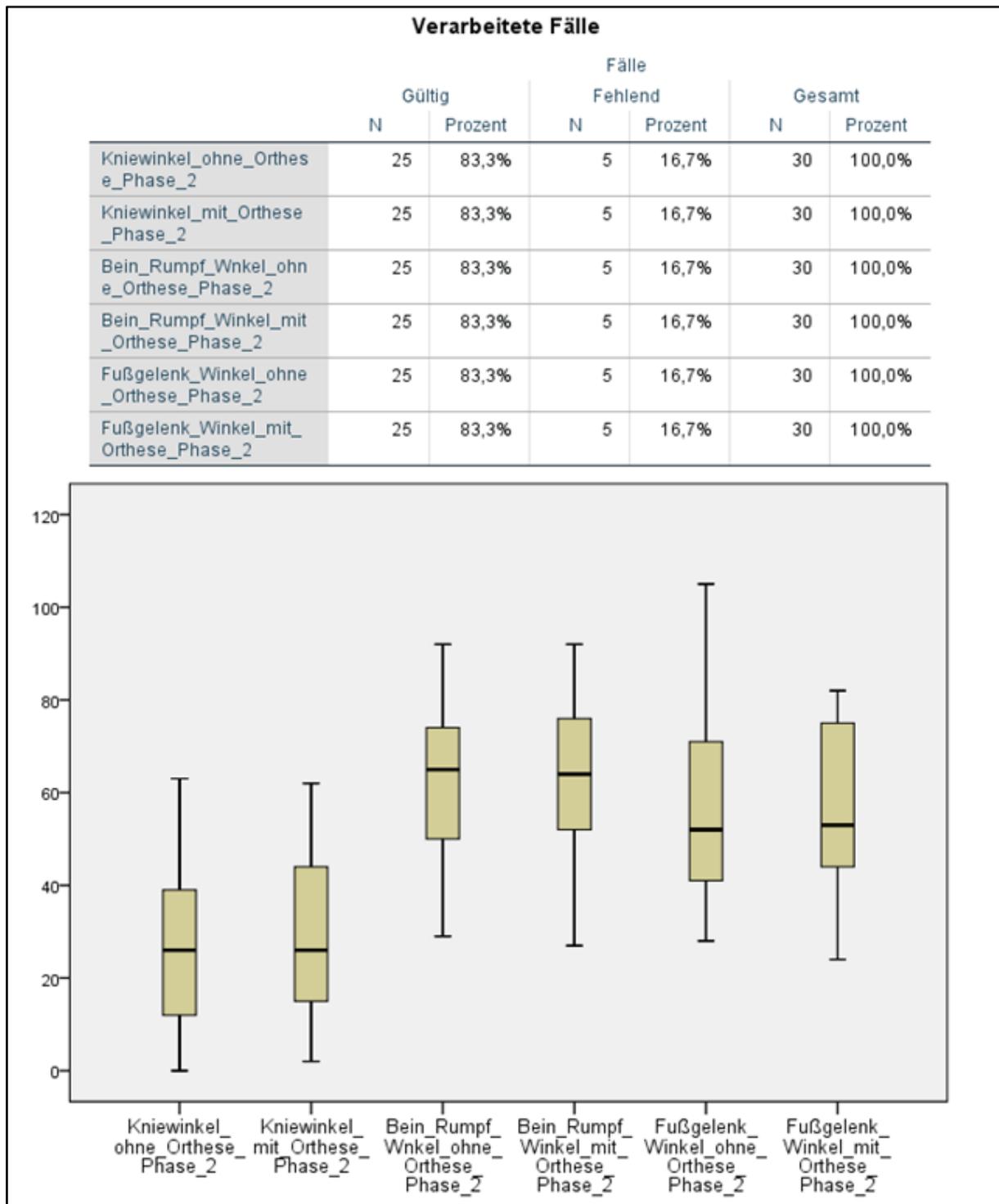


Abb. 32. Boxplot der zweiten Phase ohne Marker.

In der zweiten Phase weicht keine Messung ab, sodass hier alle Probanden beim T-Test berücksichtigt werden können. Zwar unterscheiden sich die Konfidenzintervalle etwas voneinander ab, dafür liegen die Mediane dicht beieinander. Ein Wert beim Fußgelenk weicht ohne Orthese stark ab, jedoch nicht so sehr, dass dieser für die Verarbeitung der Daten ausgeschlossen werden müsste (s. Abb. 32.).

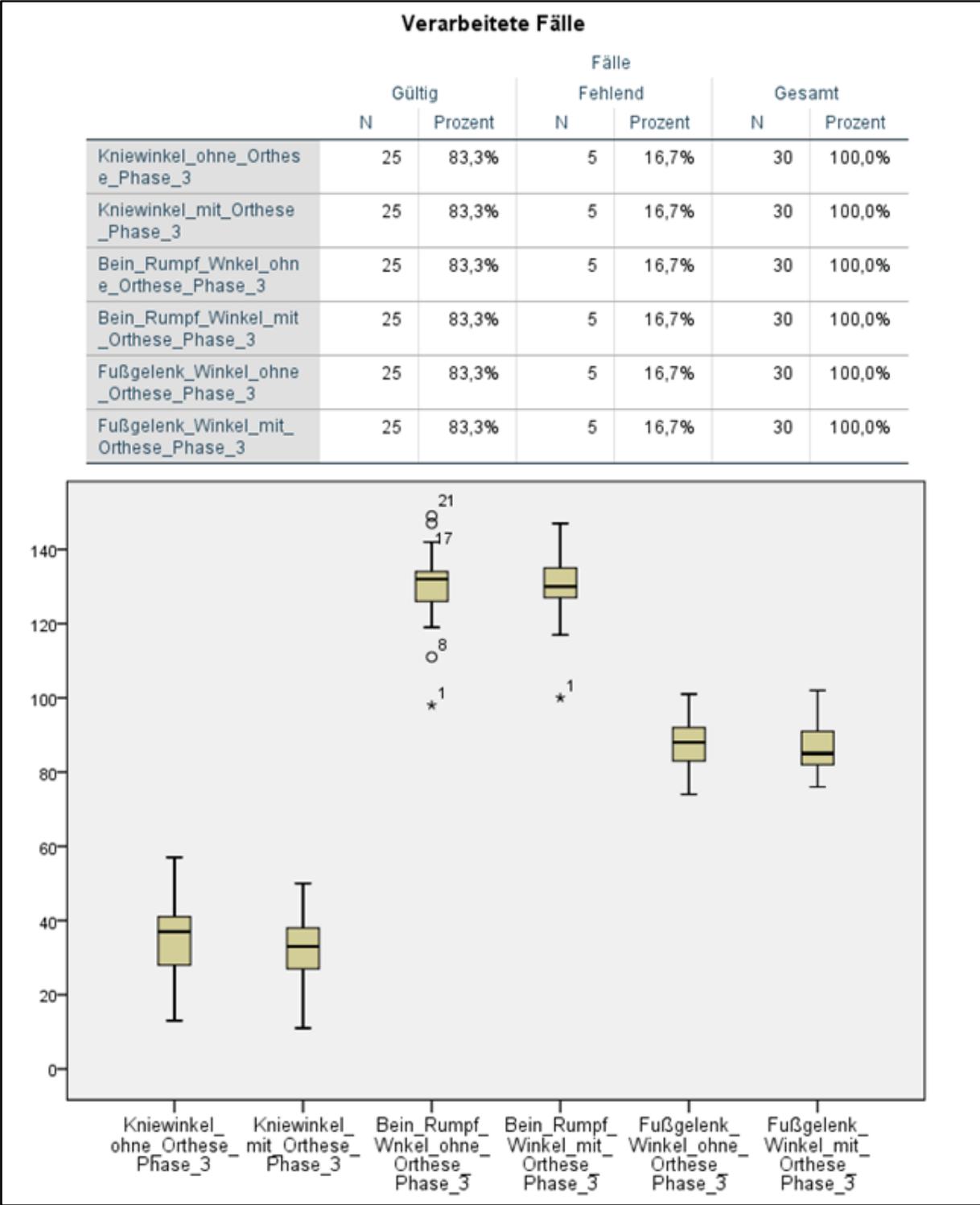


Abb. 33. Boxplot der dritten Phase ohne Marker.

Obwohl sich die Mediane voneinander unterscheiden, fallen nur wenige Messungen im Bein-Rumpfwinkel aus dem Konfidenzintervall. Die Mittelwerte liegen zudem auch dicht beieinander und nur kleine Unterschiede sind bezüglich der Konfidenzintervalle zu erkennen (s. Abb. 33.).

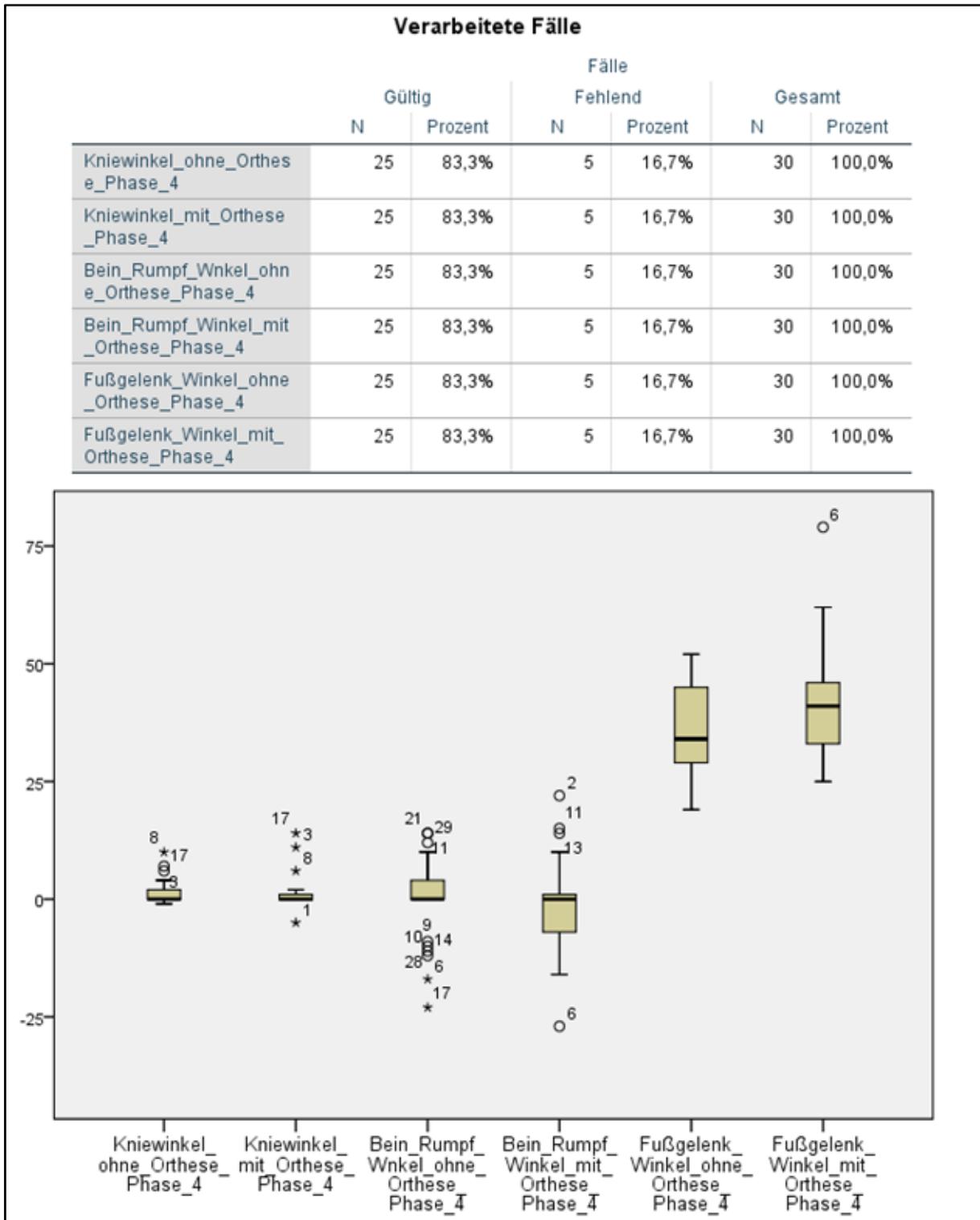


Abb. 34. Boxplot der vierten Phase ohne Marker.

In der vierten Phase liegen die stärksten Messungenauigkeiten vor. Insbesondere im Bein-Rumpfwinkel können 11 Probanden nicht ausgewertet werden, da deren Messergebnisse zu stark voneinander abweichen. Auch die Mediane weichen erkennbar voneinander ab (s. Abb. 34.).

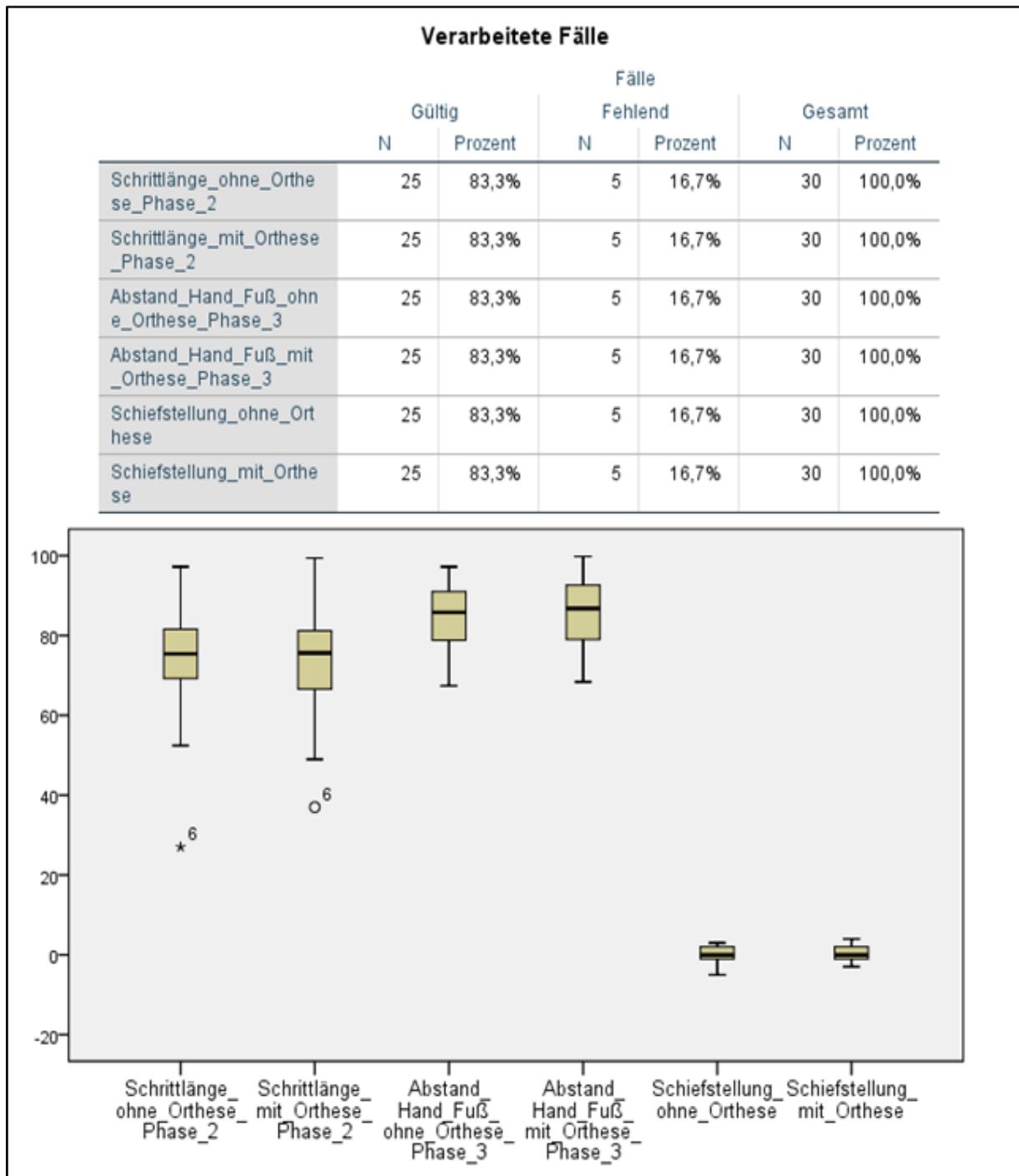


Abb. 35. Weitere Messdaten ohne Marker.

Die Schrittlänge in der zweiten Phase und der Abstand der Hände zu den Füßen in der dritten Phase sind hier der Vollständigkeit halber erneut abgebildet. Bei der Messung dieser Kenngrößen wurde nichts verändert. An dieser Stelle fällt auf, dass keine starke Messabweichung der Schiefelage vorliegt und die Mediane sich kaum voneinander unterscheiden. Im Vergleich zu den anderen Messwerten liegt bei den Ergebnissen der Schiefelage die geringste Streuung vor (s. Abb. 35.).

Tab. 12. Ergebnisse des T-Test ohne Marker vor dem Aussortieren der fehlerhaften Messwerte.

		Test bei gepaarten Stichproben							
		Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes	Gepaarte Differenzen		T	df	Sig. (2-seitig)
					95% Konfidenzintervall der Differenz				
					Untere	Obere			
Paaren 1	Kniewinkel_ohne_Orthese_Phase_1 - Kniewinkel_mit_Orthese_Phase_1	-,20000	3,04138	,60828	-1,45542	1,05542	-,329	24	,745
Paaren 2	Bein_Rumpfwinkel_ohne_Orthese_Phase_1 - Bein_Rumpfwinkel_mit_Orthese_Phase_1	-,76000	4,05463	,81093	-2,43367	,91367	-,937	24	,358
Paaren 3	Fußgelenkwinkel_ohne_Orthese_Phase_1 - Fußgelenkwinkel_mit_Orthese_Phase_1	,32000	3,97618	,79524	-1,32129	1,96129	,402	24	,691
Paaren 4	Kniewinkel_ohne_Orthese_Phase_2 - Kniewinkel_mit_Orthese_Phase_2	-1,20000	8,77496	1,75499	-4,82213	2,42213	-,684	24	,501
Paaren 5	Bein_Rumpfwinkel_ohne_Orthese_Phase_2 - Bein_Rumpfwinkel_mit_Orthese_Phase_2	-1,36000	8,16435	1,63287	-4,73008	2,01008	-,833	24	,413
Paaren 6	Fußgelenkwinkel_ohne_Orthese_Phase_2 - Fußgelenkwinkel_mit_Orthese_Phase_2	-,88000	12,22811	2,44562	-5,92752	4,16752	-,360	24	,722
Paaren 7	Kniewinkel_ohne_Orthese_Phase_3 - Kniewinkel_mit_Orthese_Phase_3	3,08000	7,71319	1,54264	-,10385	6,26385	1,997	24	,057
Paaren 8	Bein_Rumpfwinkel_ohne_Orthese_Phase_3 - Bein_Rumpfwinkel_mit_Orthese_Phase_3	,44000	5,53835	1,10767	-1,84612	2,72612	,397	24	,695
Paaren 9	Fußgelenkwinkel_ohne_Orthese_Phase_3 - Fußgelenkwinkel_mit_Orthese_Phase_3	1,24000	4,52106	,90421	-,62620	3,10620	1,371	24	,183
Paaren 10	Kniewinkel_ohne_Orthese_Phase_4 - Kniewinkel_mit_Orthese_Phase_4	,12000	2,77369	,55474	-1,02492	1,26492	,216	24	,831
Paaren 11	Bein_Rumpfwinkel_ohne_Orthese_Phase_4 - Bein_Rumpfwinkel_mit_Orthese_Phase_4	1,32000	8,50353	1,70071	-2,19008	4,83008	,776	24	,445
Paaren 12	Fußgelenkwinkel_ohne_Orthese_Phase_4 - Fußgelenkwinkel_mit_Orthese_Phase_4	-6,04000	10,41825	2,08365	-10,34044	-1,73956	-2,899	24	,008
Paaren 13	Schiefstellung_ohne_Orthese - Schiefstellung_mit_Orthese	-,48000	1,91746	,38349	-1,27149	,31149	-1,252	24	,223
Paaren 14	Schrittlänge_ohne_Orthese_Phase_2 - Schrittlänge_mit_Orthese_Phase_2	-,39200	8,34515	1,66903	-3,83671	3,05271	-,235	24	,816
Paaren 15	Rumpflänge - Mittelwert_der_Schrittlänge	1,89200	14,94278	2,98856	-4,27608	8,06008	,633	24	,533
Paaren 16	Abstand_Hand_Fuß_ohne_Orthese_Phase_3 - Abstand_Hand_Fuß_mit_Orthese_Phase_3	-,26400	5,56558	1,11312	-2,56136	2,03336	-,237	24	,815

Der T-Test ohne Marker zeigt deutlich, dass die Stichproben weniger voneinander abweichen. Dadurch werden ebenso Unterschiede im Standardfehler deutlich und auch diesmal liegt das Signifikanzniveau fast immer über 0,05 (s. Tab. 12.).

Tab. 13. Ergebnisse des T-Test ohne Marker nach dem Aussortieren der fehlerhaften Messwerte.

		Test bei gepaarten Stichproben							
		Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes	Gepaarte Differenzen		T	df	Sig. (2-seitig)
					Untere	Obere			
Paaren	Vergleich								
Paaren 1	Kniewinkel_ohne_Orthese_Phase_1 - Kniewinkel_mit_Orthese_Phase_1	-,04762	2,15583	,47044	-1,02894	,93370	-,101	20	,920
Paaren 2	Bein_Rumpfwinkel_ohne_Orthese_Phase_1 - Bein_Rumpfwinkel_mit_Orthese_Phase_1	-,37500	3,64528	,74409	-1,91427	1,16427	-,504	23	,619
Paaren 3	Fußgelenkwinkel_ohne_Orthese_Phase_1 - Fußgelenkwinkel_mit_Orthese_Phase_1	,38095	3,13809	,68479	-1,04749	1,80939	,556	20	,584
Paaren 4	Kniewinkel_ohne_Orthese_Phase_2 - Kniewinkel_mit_Orthese_Phase_2	-1,20000	8,77496	1,75499	-4,82213	2,42213	-,684	24	,501
Paaren 5	Bein_Rumpfwinkel_ohne_Orthese_Phase_2 - Bein_Rumpfwinkel_mit_Orthese_Phase_2	-1,36000	8,16435	1,63287	-4,73008	2,01008	-,833	24	,413
Paaren 6	Fußgelenkwinkel_ohne_Orthese_Phase_2 - Fußgelenkwinkel_mit_Orthese_Phase_2	-,88000	12,22811	2,44562	-5,92752	4,16752	-,360	24	,722
Paaren 7	Kniewinkel_ohne_Orthese_Phase_3 - Kniewinkel_mit_Orthese_Phase_3	3,08000	7,71319	1,54264	-,10385	6,26385	1,997	24	,057
Paaren 8	Bein_Rumpfwinkel_ohne_Orthese_Phase_3 - Bein_Rumpfwinkel_mit_Orthese_Phase_3	,28571	5,35857	1,16934	-2,15348	2,72491	,244	20	,809
Paaren 9	Fußgelenkwinkel_ohne_Orthese_Phase_3 - Fußgelenkwinkel_mit_Orthese_Phase_3	1,24000	4,52106	,90421	-,62620	3,10620	1,371	24	,183
Paaren 10	Kniewinkel_ohne_Orthese_Phase_4 - Kniewinkel_mit_Orthese_Phase_4	,19048	1,40068	,30565	-,44711	,82806	,623	20	,540
Paaren 11	Bein_Rumpfwinkel_ohne_Orthese_Phase_4 - Bein_Rumpfwinkel_mit_Orthese_Phase_4	1,20000	5,12975	1,32449	-1,64076	4,04076	,906	14	,380
Paaren 12	Fußgelenkwinkel_ohne_Orthese_Phase_4 - Fußgelenkwinkel_mit_Orthese_Phase_4	-5,16667	9,66242	1,97233	-9,24675	-1,08659	-2,620	23	,015
Paaren 13	Schiefstellung_ohne_Orthese - Schiefstellung_mit_Orthese	-,48000	1,91746	,38349	-1,27149	,31149	-1,252	24	,223
Paaren 14	Schrittlänge_ohne_Orthese_Phase_2 - Schrittlänge_mit_Orthese_Phase_2	,00833	8,27579	1,68929	-3,48622	3,50289	,005	23	,996
Paaren 15	Rumpflänge - Mittelwert_der_Schrittlänge	-,23750	10,70964	2,18610	-4,75978	4,28478	-,109	23	,914
Paaren 16	Abstand_Hand_Fuß_ohne_Orthese_Phase_3 - Abstand_Hand_Fuß_mit_Orthese_Phase_3	-,26400	5,56558	1,11312	-2,56136	2,03336	-,237	24	,815

Der T-Test nach dem Aussortieren der starken Messabweichungen zeigt, dass die Mittelwerte noch kleiner geworden sind. Auch die Standardabweichungen und der damit verbundene Standardfehler haben sich verringert und die p-Werte haben zugenommen (s. Tab. 13.).

5 Diskussion

In dieser Studie wurde die Knieorthese *Condyla 4* bei der Handstandbewegung untersucht und auf die Sporttauglichkeit getestet. Bei Orthesen tritt häufig das Problem auf, dass diese schnell verrutschen, wenn das Bein viel bewegt wird und, in Folge dessen eine Entlastung des Kniegelenks nicht mehr gewährleistet werden kann. Das Feedback der Probanden unterstützt die zu Beginn aufgestellte Hypothese, dass die Knieorthese für sportliche Aktivitäten geeignet ist und durch die Auswertung der Messdaten konnte kein signifikanter Einfluss des Modells auf die Handstandbewegung festgestellt werden.

5.1 Feedback der Probanden

Das Feedback der Probanden zeigt, dass die Handstandbewegung auch mit Knieorthese ohne Komplikationen ausgeführt werden kann. Die Bewertung der Orthesengröße mit dem Wert von 2,9 bedeutet, dass die Orthese bei fast allen Probanden gut gepasst hat, da für die Studie verschiedene Größen zur Verfügung standen (s. Tab. 9). Nur ein Proband hatte Schwierigkeiten beim Anlegen, da bei ihm die Orthese am Oberschenkel zu eng, jedoch am Unterschenkel zu weit gewesen ist. Allerdings konnte bei ihm die Passgenauigkeit mit Polstern gut kompensiert werden, sodass auch er keine Schwierigkeiten mit der Ausführung des Handstandes hatte. Die Orthese hat über die Dauer der Untersuchung keine Schmerzen verursacht oder an bestimmten Stellen gedrückt, was damit zu begründen ist, dass jeder Proband die optimale Größe individuell an das Bein anpassen konnte. Bei fünf Probanden jedoch haben die Klettverschlüsse in der Kniekehle gedrückt, was durch zusätzliche Polsterungen an den betroffenen Stellen ausgeglichen wurde. Einige Probanden gaben an, dass sie in der Bewegung leicht eingeschränkt wurden, was aber durch die stabilisierende Wirkung der Orthese beabsichtigt ist. Durch das Anlegen der Knieorthese lässt sich das Bein nicht mehr schnell und ruckartig bewegen, da das Kniegelenk beim Belasten weitestgehend stabilisiert wird. Die Auswertung der Fragebögen, die jeder Proband nach der Untersuchung ausgefüllt hatte, zeigt, dass die Orthese für die Handstandbewegung geeignet ist und alle Probanden trotz einer sehr kurzen Gewöhnungsphase keine Komplikationen beim Turnen hatten.

Nach Squyer (2013) vernachlässigen die Probanden das Tragen einer Knieorthese, weil diese oft nicht richtig passt, zu schwer ist oder unter Umständen auch, weil das Anlegen der Orthese zu umständlich ist. Die Rückmeldung der Probanden zeigt, dass bei der Verwendung der *Condyla 4* diese Komplikationen nicht auftreten. Jedoch kann nur durch

Untersuchungen über einen längeren Zeitraum geklärt werden, ob auch bei diesem Modell solche Beschwerden ausgeschlossen werden können. Daher ist diesbezüglich noch weitere Forschung nötig, um eine klare Aussage darüber treffen zu können.

5.2 Methodenreflexion anhand des exemplarischen Beispiels

Die Messergebnisse des ausgewählten Probanden (s. Tab. 14.) sind jeweils grün markiert, wenn keine Orthese getragen wurde und rot markiert, wenn diese angelegt war. Um Unterschiede durch die Analyseverfahren zu visualisieren, sind in der Tabelle die Messergebnisse links von den Doppelstrichen angeordnet, wenn die Marker verwendet wurden. Die Ergebnisse ohne Berücksichtigung der Marker sind rechts von den Doppelstrichen vermerkt.

Tab. 14. Messergebnisse des Beispielprobanden.

	Phase 1	Phase 2	Phase 3	Phase 4
∠Fußgelenk	72° 78° 86° 92°	42° 45° 31° 33°	87° 85° 85° 83°	39° 36° 27° 28°
∠Knie	2° 4° 1° 5°	4° 8° 6° 7°	11° 11° 22° 19°	-1° 0° 2° 0°
∠Bein-Rumpf	10° 17° 0° -1°	56° 65° 56° 59°	117° 127° 125° 126°	20° 28° 3° 10°
Abstand	-	77cm 76,8cm	97,2cm 84,4cm	-
Gesamtlänge	174,2cm 174,2cm			
Schiefstellung	0° -3,5° -2° -3°			

Erste Phase (s. Abb. 18.)

Besonders interessant ist in dieser Phase der Kniewinkel, da hier bereits Unterschiede durch das Anlegen der Knieorthese zu erkennen sind (s. Tab. 14.). Vermutlich kann das Knie mit Orthese nicht so weit gestreckt werden, wie es ohne Orthese der Fall sein würde, jedoch kann diese These erst durch die Ergebnisse aller Probanden überprüft werden. Die Marker zur Datenerhebung des Bein-Rumpfwinkels sind an denselben Stellen platziert wie zuvor, dennoch weicht der Winkel um 7° ab, was vermuten lässt, dass die Knieorthese die Körperhaltung in der Standphase bei diesem Probanden leicht beeinflusst hat. Jedoch zeigt das Analyseverfahren ohne Marker, dass sich der Bein-Rumpfwinkel nur um 1° verändert hat. Daher liegt hier die Vermutung nahe, dass die Platzierung der Marker einen großen Einfluss auf die Ergebnisse hat und zu Messfehlern geführt hatte. Der Turner könnte sich zudem auch nicht genau an derselben Stelle befunden haben, wie es zuvor der Fall gewesen war, wodurch sich der Blickwinkel zur Kamera verändert hätte.

Zweite Phase (s. Abb. 19.)

Im Vergleich zur Rumpflänge, die bei diesem Probanden 80cm beträgt, weicht der Schritt um ca. 3,75% ab (s. Tab. 14.). Diese geringe Abweichung beeinflusst die Qualität des Handstandes kaum, somit befindet sich der Turner in einer guten Haltung, um die Aufschwungbewegung auszuführen. Im Knie ist ein Winkel von 4° zu erkennen, was darauf schließen lässt, dass er sein Stemmbein fast vollständig gestreckt hat. Da er mit dem Fußballen aufsetzt, bleibt der Winkel im Fußgelenk mit 42° sehr klein. Manche Probanden setzen direkt den kompletten Fuß auf, wodurch das Knie in der Auftaktbewegung stärker belastet wird. Der Oberkörper ist in Verlängerung zum Schwungbein, somit nimmt der Bein-Rumpfwinkel mit 56° einen durchschnittlichen Wert an. Jedoch hat der Turner sein Gewicht mehr nach vorne verlagert, wenn die Knieorthese getragen wurde. Ebenso liegt hier die Vermutung nahe, dass die Orthese eine Veränderung des Kniewinkels bewirkt, da sich die Schrittlänge bei diesem Probanden kaum verändert hat. Die Veränderung des Kniewinkels durch das Analyseverfahren mit den Markern kann jedoch nur auf das Ankleben zurückzuführen sein, obwohl auf den Bildern deutlich zu erkennen ist, dass diese genau mittig platziert wurden (s. Abb. 18.). Im Vergleich dazu weicht der Kniewinkel durch das Verfahren ohne Berücksichtigung der Marker um 1° ab. Ein großer Unterschied fällt hier im Fußgelenkwinkel auf. Die Ergebnisse unterscheiden sich zwar durch das Tragen der Orthese nicht wesentlich voneinander, jedoch verkleinern sich die Werte um 11° und 12° , wenn die Marker nicht verwendet werden.

Dritte Phase (s. Abb. 20.)

Der Abstand zwischen dem Aufsetzen der Hände und dem Stemmbein ist mit 84,4cm kürzer als zuvor (s. Tab. 14.), was dazu führt, dass der Proband seine Hände früher zum Boden führt. Dies könnte die Folge der Vorlage aus der vorherigen Phase sein, jedoch auch nur zufällig zustande gekommen sein. Die Winkel im Knie- und Fußgelenk weichen nur unwesentlich voneinander ab, jedoch ist der gemessene Bein-Rumpfwinkel aufgrund des nahen Aufsetzens der Hände deutlich größer als zuvor. Werden die Werte mit dem Analyseverfahren ohne Marker verglichen, zeigt sich, dass der Bein-Rumpfwinkel nur um 1° größer geworden ist. Durch das Anlegen der Knieorthese hat sich also nicht die Körperhaltung des Probanden verändert. Vielmehr haben sich die Marker verlagert und zur Veränderung des Bein-Rumpfwinkels beigetragen. Dieser systematische Messfehler ist trotz präzisen Anklebens der Marker nicht zu vermeiden gewesen.

Vierte Phase (s. Abb. 21. und 22.)

In der Standphase weichen die Winkel im Knie- und Fußgelenk nicht signifikant ab (s. Tab. 14), dafür ist ein größerer Unterschied im Bein-Rumpfwinkel zu erkennen, was vermuten lässt, dass der Turner die Standphase mit angelegter Orthese kürzer gehalten bekommt. Allerdings unterscheiden sich auch in dieser Phase die Ergebnisse der beiden Analyseverfahren voneinander. Insbesondere zeigt sich, dass durch die Marker keine Schiefstellung festgestellt werden konnte, obwohl der Proband auf dem Bild eine Neigung zur linken Seite hat.

Auswirkungen der Knieorthese auf den Handstand des Probanden

Die Knieorthese hatte nur geringe Auswirkungen auf die Winkel in den einzelnen Phasen, somit konnte der Turner die Aufschwungbewegung für den Handstand mit geringen Abweichungen ohne Schwierigkeiten ausführen. Vielmehr zeigt sich an diesem Beispiel, dass die Messwerte unter Berücksichtigung der Marker sehr fehleranfällig ausfallen. Allerdings zeigen diese Ergebnisse, dass sich die Winkel nur geringfügig ändern und dadurch ein negativer Einfluss der Knieorthese ausgeschlossen werden kann.

Unterschiede der Analyseverfahren

Wenn die Boxplotgraphen der beiden Analyseverfahren miteinander verglichen werden, so ist deutlich zu erkennen, dass sich die Werte ohne Marker in einem kleineren Konfidenzintervall verteilen. Die Ursache für die deutlich stärker streuenden Werte, die durch das Analyseverfahren mit Marker erhoben wurden, können aus verschiedenen Gründen entstanden sein. In der ersten Phase steht jeder Proband mit gestreckten Beinen und Armen, sodass der Winkel im Fußgelenk optimal gegen 90° und im Kniegelenk und der Hüfte gegen 0° tendieren sollte. Natürlich ist ein Winkel von genau 0° im Kniegelenk anatomisch gar nicht möglich, jedoch ist an dieser Stelle zu vermerken, dass die verwendete Kamera die Bilder mit einer Auflösung von 640×480 Pixel aufnimmt. Selbst wenn der Proband sein Knie leicht beugt, ist auf der Aufnahme ein komplettes Strecken des Beines zu erkennen. Häufig wurden mit den Markern jedoch auch negative Winkel gemessen, obwohl die Probanden mit gestrecktem Oberkörper aufrecht standen. Beim Anbringen der Marker wurde darauf geachtet, dass diese genau mittig auf dem Oberschenkel, dem Knie und dem Oberkörper platziert wurden, was aus der Seitenperspektive sehr gut zu erkennen ist (s. Abb. 19.). Steht der Proband jedoch versetzt zur Kamera, so ändert sich folglich auch der Blickwinkel und die im Beispiel befestigten Marker am Unterschenkel und der Hüfte

liegen aus Sicht der Kamera nicht mehr exakt mittig (s. Abb. 18.). Allein die kurze Distanz, die jeder Proband direkt nach dem Befestigen der Marker zurückgelegt hat, um die anschließende Handstandbewegung auszuführen, genügte, damit sich einige aufgeklebte Marker leicht lösen konnten und dadurch auf der Haut verrutscht sind. Häufig sind die Marker nicht länger als zwei Messdurchläufe kleben geblieben, da Schweiß auf der Haut immer wieder das Klebeband gelöst hat. Des Weiteren mussten Marker auf die Kleidung geklebt werden, weil nur ein Proband bereit gewesen war, mit freiem Oberkörper zu turnen. Um das Verrutschen der Kleidung zu verringern, wurde diese mit Klebeband fixiert. Dennoch konnte das Verrutschen der Sportbekleidung während der Handstandbewegung nur teilweise vermieden werden, insbesondere bei T-Shirts oder Hosen, die nicht eng an der Haut getragen wurden. Das Analyseverfahren mit den Markern war für diese Untersuchung eher ungeeignet, weil die komplexe Handstandbewegung mit Kleidung ausgeführt werden musste und dadurch Messfehler nicht zu vermeiden gewesen waren.

Die Analyseverfahren mit und ohne Marker unterscheiden sich in der Genauigkeit der Werte, die für die Verarbeitung bereitgestellt wurden. Wenn die Ergebnisse der beiden T-Tests direkt miteinander verglichen werden (s. Tab. 10. u. 12.), geht daraus hervor, dass die Mittelwertdifferenzen des Analyseverfahrens ohne Marker deutlich kleinere Werte annehmen und die Standardabweichungen geringer sind. Durch die kleineren Konfidenzintervalle, die sich durch das Analyseverfahren ohne Marker ergeben haben, fallen jedoch deutlich mehr Messungen aus der Wertung, da sie zu weit vom Mittelwert abweichen. Insgesamt müssen durch das Analyseverfahren mit den Markern lediglich 20 Messergebnisse gestrichen werden, im Vergleich dazu werden 39 Messergebnisse durch das andere Verfahren bei der Datenauswertung nicht berücksichtigt. Dennoch wird durch beide Messverfahren gezeigt, dass die Knieorthese keine signifikanten Auswirkungen auf die komplexe Handstandbewegung hat. Unter Berücksichtigung der Marker und dem Aussortieren der zu stark abweichenden Werte würde ein signifikanter Unterschied im Bein-Rumpfwinkel in der ersten und der dritten Phase bestehen. Durch das zweite Verfahren werden diese signifikanten Unterschiede jedoch widerlegt, so dass ein Einfluss der Knieorthese ausgeschlossen werden kann. Die Ursache dafür hängt folglich mit den Messfehlern zusammen, die durch die aufgeklebten Marker auf den T-Shirts entstanden sind.

5.3 Ergebnisse des Analyseverfahrens mit Markern

In der ersten Phase sind im Schaubild des Boxplots (s. Abb. 26.) lediglich Unterschiede im Bein-Rumpfwinkel zu erkennen. Jeder Proband steht zu Beginn aufrecht mit durchgestreckten Beinen, daher sollten im Knie- und Fußgelenkwinkel keine Unterschiede bestehen. Würden diese beiden Winkel zu stark voneinander abweichen, würde das bedeuten, dass das Knie aufgrund der Orthese nicht mehr gestreckt werden könnte. Die Möglichkeit bestünde darin, einen Winkel einzustellen, damit ein komplettes Strecken verhindert würde, was jedoch dazu führen würde, dass die Handstandbewegung grundlegend beeinflusst wäre. Der Bein-Rumpfwinkel verringert sich durch das Tragen der Knieorthese, was daran liegen könnte, dass die Probanden entweder den Rücken überstrecken oder die Markierung auf der Knieorthese die Messung beeinflusst, weil diese nicht mehr exakt mittig platziert ist (s. Abb. 36.).

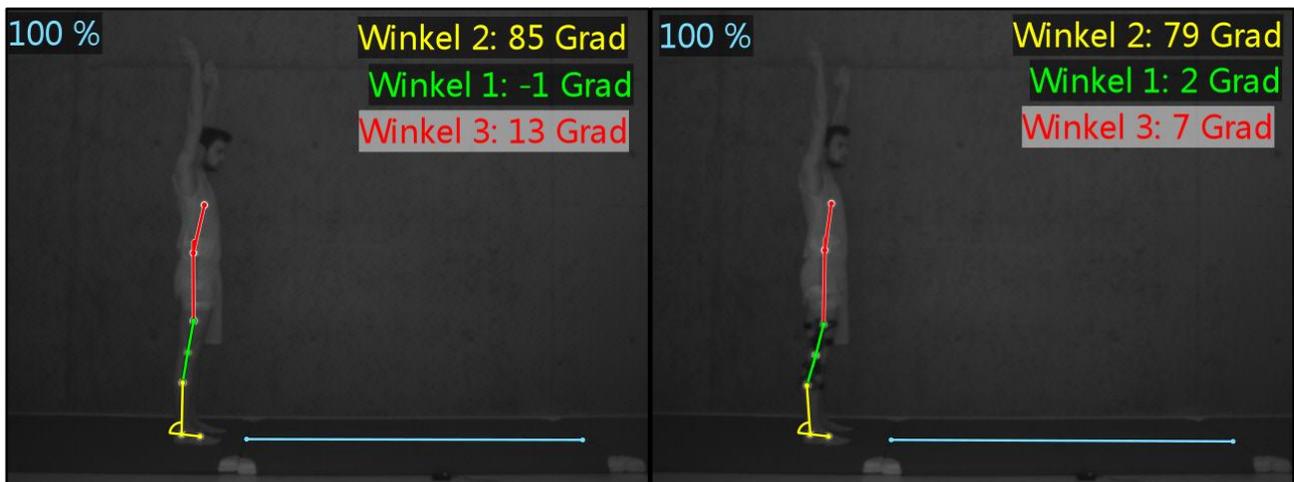


Abb. 36. Vergleich des Bein-Rumpfwinkels.

In der zweiten Phase vergrößern sich die Kniewinkel bei manchen Probanden, wenn die Knieorthese angelegt ist (s. Abb. 27.). Eine Vergrößerung des gemessenen Wechselwinkels hat die Folge, dass mehr Gewicht beim Aufsetzen des Stammbeins auf den Fußballen ausgeübt wird. Die Ursache dafür könnte die Knieorthese sein, weil das Eigengewicht dazu führen könnte, dass sich das Bein schwerer durchstrecken lässt. Insbesondere dann, wenn der Winkel zwischen beiden Beinen 90° beträgt (s. Abb. 37.). Aber auch diese Unterschiede treten nicht bei allen Probanden auf, daher könnte die Ursache ebenso mit dem Aufkleben der Marker zusammenhängen oder auch nur zufällig entstanden sein, da es ohnehin unwahrscheinlich ist, dass ein und dieselbe Bewegung von allen Teilnehmern zweimal exakt ausgeführt wird. Im Fußgelenk sind keine Unterschiede zu erkennen, jedoch verteilen sich

die Messwerte des Bein-Rumpfwinkels in der zweiten Phase durch das Tragen der Knieorthese in einem größeren Konfidenzintervall. Einige Turner verlagern den Oberkörper weiter nach vorne, was ebenso eine zunehmende Gewichtsverlagerung auf das Stemmbein bewirkt. Der verkleinerte Bein-Rumpfwinkel könnte aber auch aufgrund des Eigengewichtes der Orthese (s. Abb. 36.) zustande gekommen sein, jedoch vergrößert sich dieser Winkel wiederum bei anderen Probanden. Wenn der Turner beim Aufsetzen des Stemmbeins seinen Oberkörper weiter vorbeugt, könnte die Gewichtsverlagerung ein Grund für das stärkere Einknicken im Kniegelenk sein, insbesondere da sich die Schrittlänge bei den Probanden kaum verändert hat. Jedoch kann ein direkter Zusammenhang zwischen der Veränderung des Bein-Rumpf- und des Kniewinkels ausgeschlossen werden (s. Tab. 12.), weil der Korrelationskoeffizient lediglich bei 0,247 liegt. Die Verschiebungen der Mediane und Konfidenzintervalle können also folglich nur bei den betroffenen Probanden zufällig entstanden oder durch die aufgeklebten Marker beeinflusst worden sein.

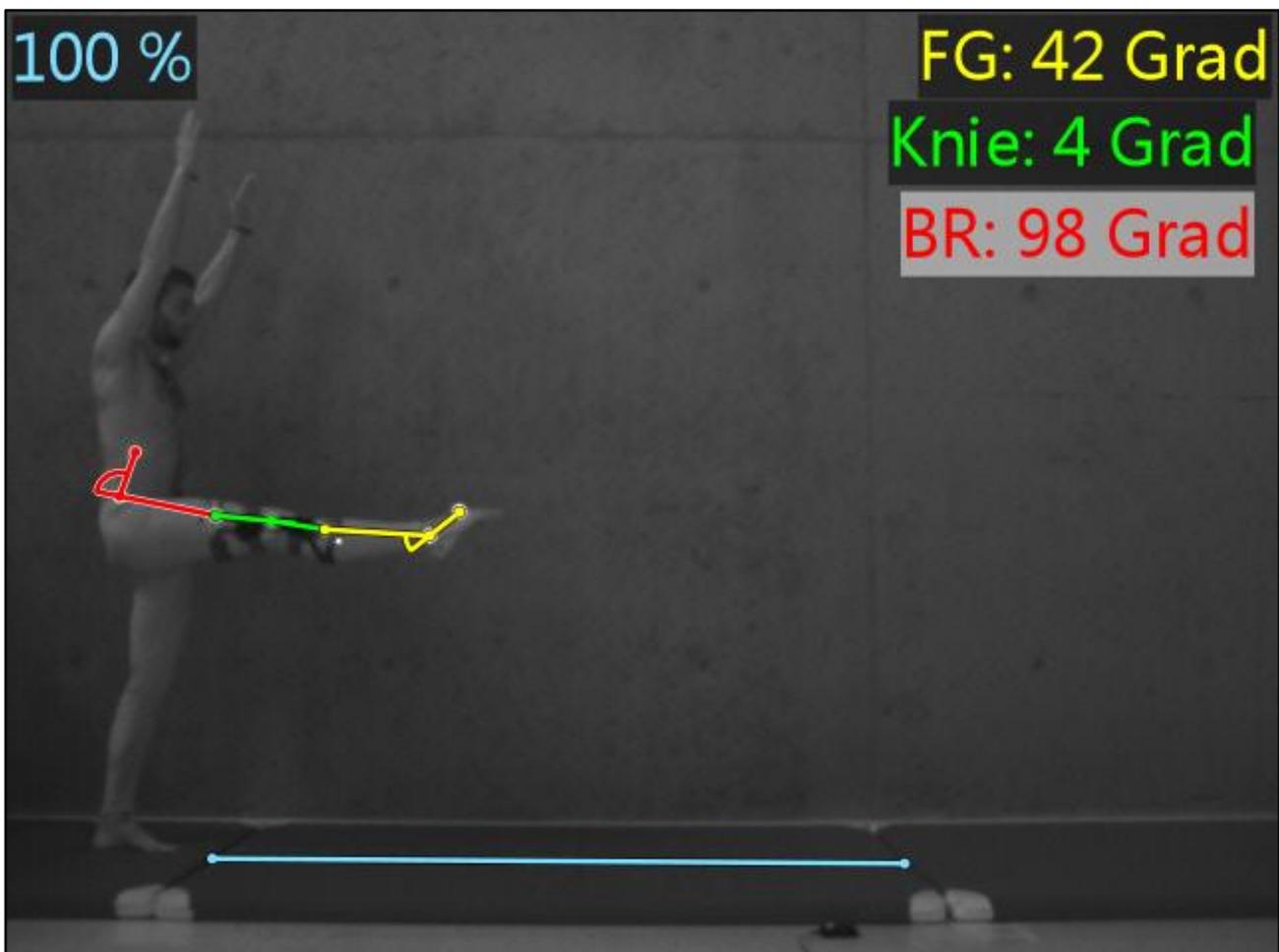


Abb. 37. Winkel zwischen Stand- und Stemmbein 90°.

Tab. 15. Korrelation der Winkel in der zweiten Phase.

		Korrelationen			
		Kniewinkel_ohne_Orthese_Phase_2	Kniewinkel_mit_Orthese_Phase_2	Bein_Rumpf_Winkel_ohne_Orthese_Phase_2	Bein_Rumpf_Winkel_mit_Orthese_Phase_2
Kniewinkel_ohne_Orthese_Phase_2	Korrelation nach Pearson	1	,681**	,247	,248
	Signifikanz (2-seitig)		,000	,234	,232
	N	25	25	25	25
Kniewinkel_mit_Orthese_Phase_2	Korrelation nach Pearson	,681**	1	,220	,226
	Signifikanz (2-seitig)	,000		,290	,278
	N	25	25	25	25
Bein_Rumpf_Winkel_ohne_Orthese_Phase_2	Korrelation nach Pearson	,247	,220	1	,855**
	Signifikanz (2-seitig)	,234	,290		,000
	N	25	25	25	25
Bein_Rumpf_Winkel_mit_Orthese_Phase_2	Korrelation nach Pearson	,248	,226	,855**	1
	Signifikanz (2-seitig)	,232	,278	,000	
	N	25	25	25	25

** Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

In der dritten Phase verändern sich die Messwerte im Kniegelenk geringfügig, sobald eine Knieorthese getragen wird, jedoch vergrößert sich der Winkel bei einigen Probanden, während er sich wiederum bei anderen verkleinert (s. Abb. 28.). Der Bein-Rumpf- und der Fußgelenkwinkel hingegen verkleinern sich, was bedeutet, dass die Probanden beim Aufsetzen der Hände die Ferse weiter anheben, das Gewicht zunehmend nach vorne verlagern und somit stärker in der Hüfte einknicken. Das Boxplotschaubild lässt jedoch vermuten, dass die Unterschiede zu gering sind und ein signifikanter Einfluss durch die Knieorthese nicht zugrunde liegt.

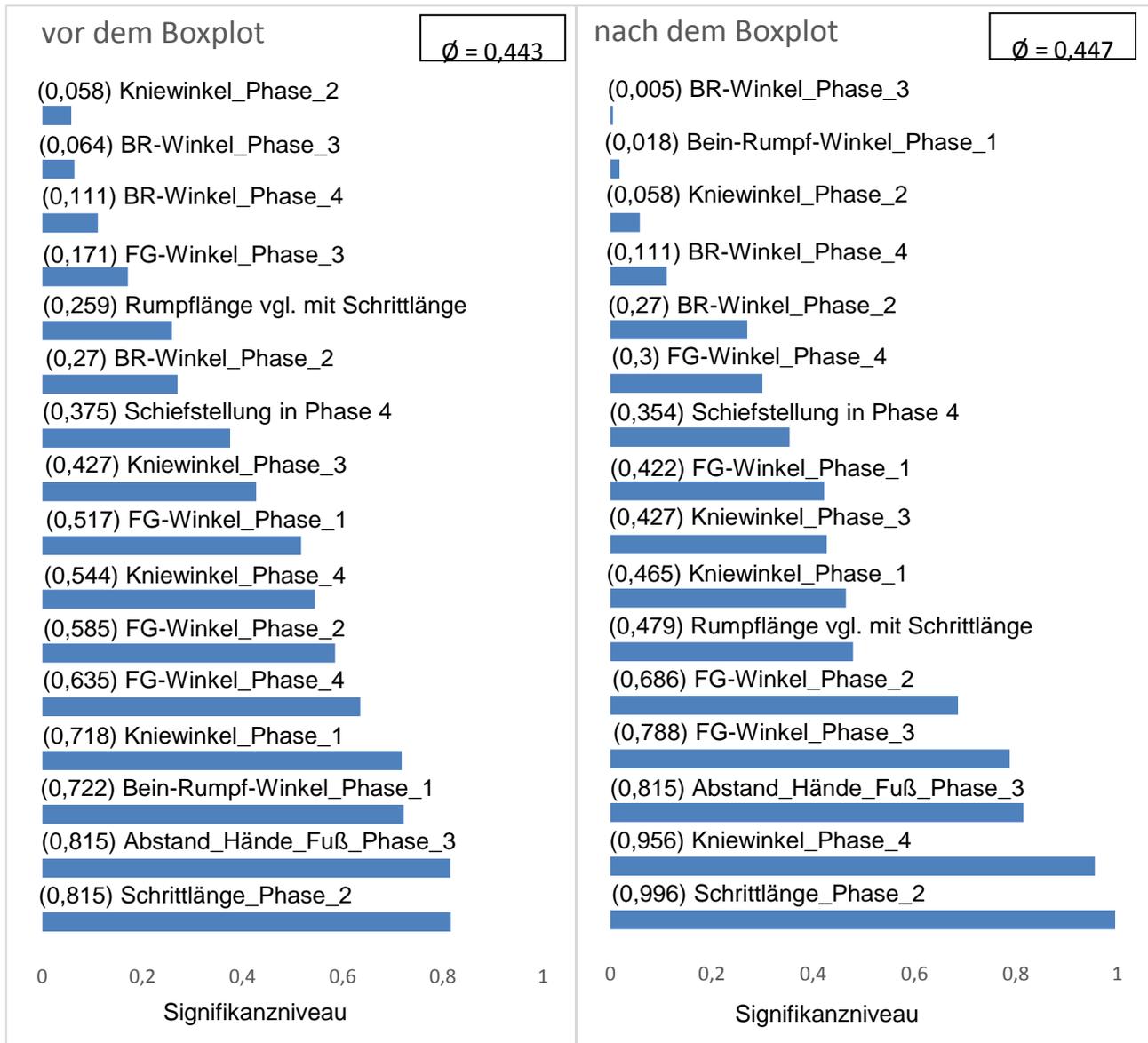
Der Kniewinkel in der vierten Phase sollte wie auch in der ersten optimal gegen 0° tendieren. Durch das Anlegen der Orthese verkleinert sich der Kniewinkel deutlich und bei der Hälfte der Probanden liegt dieser sogar bei 0° (s. Abb. 29.). Die Orthese bewirkt in der Standphase also nicht nur ein Strecken im Bein, sondern auch eine Verringerung des Bein-Rumpfwinkels. Dies bedeutet, dass die Probanden in der Standphase stärker ins Hohlkreuz fallen und wohlmöglich den KSP nicht zwischen den Händen fixieren können. Die Ursache dafür könnte der Schwungimpuls aus der vorherigen Phase sein, der durch die sich verändernden Winkel zugenommen haben könnte. Diese These kann leider nicht mit den erhobenen Daten beantwortet werden, da aufgrund der sich leicht verändernden Körperhaltung ein stärkerer Schwungimpuls nur vermutet werden kann. Die Hohlkreuz-

stellung und der kleinere Kniewinkel könnten ebenso auf die Marker zurückgeführt werden, weil der Blickwinkel in dieser Phase genau seitlich auf den Probanden gerichtet ist. Selbst wenn das Bein nicht komplett durchgestreckt ist, bilden die Marker, die auf der Knieorthese kleben, eine gerade Linie. Um diese These zu prüfen, müsste zusätzlich noch eine Kraftmessplatte genutzt werden, die den Kraftstoß im Fuß misst. Anhand dieser Daten könnte dann der Einfluss der Knieorthese noch umfangreicher analysiert werden.

Die Schiefstellung in der Standphase sowie die Schrittlänge und der Abstand zwischen dem Aufsetzen der Hände haben sich nicht verändert (s. Abb. 30.). Nur ein Proband führte seinen Schritt so kurz aus, dass dieser nicht gewertet werden kann, und ein anderer Proband steht im Handstand mit einer zu starken Schiefelage. Interessanterweise wurde die Schiefelage bei diesem Probanden durch das Tragen der Orthese kompensiert, was jedoch auch Zufall gewesen sein könnte. Da sich die Werte durch das Tragen der Knieorthese kaum verändert haben, sind die Handstände im Durchschnitt von hoher Qualität, was auf die Turnerfahrung der Teilnehmer (s. Abb. 10.) zurückzuführen ist.

Nachdem die Messwerte aussortiert worden sind, die auf den Boxplot-Schaubildern zu stark von den Mediane abgewichen sind, hat sich das Signifikanzniveau im Durchschnitt von 0,443 auf 0,447 erhöht (s. Tab. 16.). Dennoch liegen jetzt signifikante Abweichungen im Bein-Rumpfwinkel in der ersten und dritten Phase vor. Hier liegt allerdings die Vermutung nahe, dass die Knieorthese nicht die Ursache für die Veränderung im Bein-Rumpfwinkel sein kann, weil die anderen Winkel aus derselben Phase keine signifikanten Unterschiede aufweisen. Auch die Schrittlänge eines jeden Probanden hat sich durch die Knieorthese nicht signifikant verändert. Hier zeigt sich zudem die hohe Qualität der Handstände darin, dass die Schrittlänge bei den Probanden nicht signifikant von der Rumpflänge abweicht und die geforderte Technik von allen gut umgesetzt wurde. In der dritten Phase, der Handstandbewegung, verändert sich die Entfernung, mit der die Probanden die Hände aufsetzen, ebenso wenig. Die Orthese nimmt daher weder Einfluss auf die Schrittlänge, noch auf das Aufsetzen der Hände, wodurch die Ursache für Folgefehler in der Handstandbewegung ausgeschlossen werden können. Die Unterschiede im Bein-Rumpfwinkel können daher durch Messfehler aufgrund der Marker entstanden sein, daher wurden diese beiden Winkel nochmal mit dem Analyseverfahren ohne Marker untersucht. Der Kniewinkel in der zweiten Phase ist mit einem p-Wert von 0,058 zwar nicht signifikant, dennoch ist die

Tab. 16. Aufsteigende Sortierung der Ergebnisse aus Tabelle 10 und 11.



Wahrscheinlichkeit hoch, dass ein Unterschied im Kniewinkel vorliegt. Aber auch dieser Winkel muss mit dem anderen Analyseverfahren abermals geprüft werden, weil im Bein-Rumpfwinkel derselben Phase mit einem p-Wert von 0,27 kein signifikanter Unterschied festgestellt werden konnte. Eine grundlegende Veränderung der Schiefstellung in der Standphase ist durch das Tragen einer Knieorthese nicht signifikant nachweisbar. Die Ergebnisse zeigen, dass manche Probanden in der Standphase mit angelegter Orthese keine Schiefelage zur linken oder rechten Seite hatten, obwohl sie ohne Orthese nicht geradegestanden hatten. Bei andere Probanden konnte jedoch das genaue Gegenteil beobachtet werden. Die Schiefstellung variierte dabei beliebig zur linken oder rechten Seite, wodurch ein direkter Einfluss der Knieorthese ausgeschlossen werden kann.

5.4 Ergebnisse des Analyseverfahrens ohne Marker

In der ersten Phase verkleinert sich der Median des Kniewinkels durch das Tragen der Orthese, sodass dieser bei der Hälfte der Probanden 0° annimmt (s. Abb. 31.). Diesmal verteilen sich die Winkel maximal zwischen -2 bis 2 Grad, daher ist die Abweichung zu gering, um einen signifikanten Unterschied festzustellen. Im Bein-Rumpfwinkel sind ebenso kaum Unterschiede zu erkennen. Da sich dieser Winkel durch das andere Analyseverfahren signifikant verändert hat, ist somit die Vermutung bestätigt, dass die Marker der Grund dafür gewesen waren. Auch im Fußgelenkwinkel sind nur geringe Abweichungen zu erkennen, jedoch fallen die Messwerte von vier Probanden aus dem Konfidenzintervall. Der Grund dafür ist der Blickwinkel der Kamera, weil dieser in der ersten Phase nicht exakt seitlich auf die Probanden gerichtet war.

In der zweiten Phase sind Veränderungen im Knie- und Fußgelenkwinkel zu erkennen und auch hier fallen die Messwerte mit Knieorthese größer aus als die ohne (s. Abb. 32.). Zuvor hat sich das Konfidenzintervall der Kniewinkel in Richtung 0° und 60° weiter ausgedehnt, jedoch verschiebt dieses sich jetzt ausschließlich in Richtung 60°. Die Messwerte des Fußgelenkwinkels nehmen durch das Tragen der Knieorthese leicht zu. Die Vergrößerung des Wechselwinkels im Kniegelenk könnte durchaus auf das Eigengewicht der Orthese zurückgeführt werden (s. Abb. 37.), da sich eine Veränderung des Kniewinkels auf den

Tab. 17. Korrelation zwischen Knie und Fußgelenkwinkel.

Korrelationen					
		Kniewinkel_ohne_Orthese_Phase_2	Fußgelenk_Winkel_ohne_Orthese_Phase_2	Kniewinkel_mit_Orthese_Phase_2	Fußgelenk_Winkel_mit_Orthese_Phase_2
Kniewinkel_ohne_Orthese_Phase_2	Korrelation nach Pearson	1	,812**	,875**	,658**
	Signifikanz (2-seitig)		,000	,000	,000
	N	25	25	25	25
Fußgelenk_Winkel_ohne_Orthese_Phase_2	Korrelation nach Pearson	,812**	1	,724**	,793**
	Signifikanz (2-seitig)	,000		,000	,000
	N	25	25	25	25
Kniewinkel_mit_Orthese_Phase_2	Korrelation nach Pearson	,875**	,724**	1	,771**
	Signifikanz (2-seitig)	,000	,000		,000
	N	25	25	25	25
Fußgelenk_Winkel_mit_Orthese_Phase_2	Korrelation nach Pearson	,658**	,793**	,771**	1
	Signifikanz (2-seitig)	,000	,000	,000	
	N	25	25	25	25

** . Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

Winkel im Fußgelenk auswirkt (s. Tab. 17.). Der Bein-Rumpfwinkel wird in der zweiten Phase durch die Knieorthese nicht beeinflusst, selbst wenn ein signifikanter Einfluss durch die Orthese festgestellt werden kann.

In der dritten Phase hat sich die Körperhaltung in allen Winkeln verändert (s. Abb. 33.). Zwar sind die Verschiebungen der Konfidenzintervalle gering, dennoch haben sich die Mediane erkennbar in allen Winkeln verkleinert. Da der Abstand vom Stammbein zu den Händen gleich geblieben ist, muss die Knieorthese dafür als Ursache in Betracht gezogen werden, auch wenn die Veränderung des Kniewinkels sehr klein bleibt. Diese wirkt sich somit auch auf den Bein-Rumpfwinkel aus, der ebenso kleiner geworden ist (s. Tab. 18.). Der Fußgelenkwinkel korreliert jedoch nicht mit dem Kniewinkel, daher kann die leichte Veränderung im Fußgelenk nicht auf die Orthese zurückgeführt werden.

Tab. 18. Korrelation zwischen Knie und Bein-Rumpfwinkel.

		Korrelationen			
		Kniewinkel_ohne_Orthese_Phase_3	Kniewinkel_mit_Orthese_Phase_3	Bein_Rumpf_Winkel_ohne_Orthese_Phase_3	Bein_Rumpf_Winkel_mit_Orthese_Phase_3
Kniewinkel_ohne_Orthese_Phase_3	Korrelation nach Pearson	1	,706**	,899**	,742**
	Signifikanz (2-seitig)		,000	,000	,000
	N	25	25	25	25
Kniewinkel_mit_Orthese_Phase_3	Korrelation nach Pearson	,706**	1	,640**	,784**
	Signifikanz (2-seitig)	,000		,001	,000
	N	25	25	25	25
Bein_Rumpf_Winkel_ohne_Orthese_Phase_3	Korrelation nach Pearson	,899**	,640**	1	,846**
	Signifikanz (2-seitig)	,000	,001		,000
	N	25	25	25	25
Bein_Rumpf_Winkel_mit_Orthese_Phase_3	Korrelation nach Pearson	,742**	,784**	,846**	1
	Signifikanz (2-seitig)	,000	,000	,000	
	N	25	25	25	25

** . Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

Die Schiefstellung (s. Abb. 35.) in der vierten Phase wurde durch die Orthese nicht beeinflusst, jedoch haben sich alle Winkel verändert und viele Messwerte weichen enorm vom Mittelwert ab (s. Abb. 34.). Der Kniewinkel tendiert durch das Tragen der Orthese Richtung 0°, allerdings weichen die Messwerte ohne Knieorthese nicht wesentlich weiter von 0° ab. Daher könnten die Messergebnisse aufgrund der Kameraauflösung beeinflusst worden sein, weil ein kleiner Winkel im Knie mit Orthese schwer zu erkennen gewesen war.

Obwohl die Mediane des Bein-Rumpfwinkels nahezu denselben Wert annehmen, verteilen sich die meisten Messwerte zunächst oberhalb davon, und sobald die Knieorthese angelegt wurde, unterhalb des Medians. Durch den Boxplot werden folglich 44% der Messungen gestrichen, was dazu führt, dass in diesem Fall nur elf Probanden berücksichtigt wurden. Der negative Wert im Bein-Rumpfwinkel bedeutet, dass der Proband in ein Hohlkreuz fällt, jedoch besteht kein Zusammenhang zwischen dem Kniewinkel der dritten Phase mit dem Bein-Rumpfwinkel der vierten Phase (s. Tab. 19.). Deswegen kann die Knieorthese als Ursache für die Abweichung der Messergebnisse ausgeschlossen werden. Die Ergebnisse der vierten Phase zeigen, dass nur 14 von den 30 untersuchten Teilnehmern eine fehlerfreie Standphase gelungen ist, obwohl jeder Proband zuvor umfangreiche Erfahrungen im Turnen gesammelt hatte.

Tab. 19. Zusammenhang zwischen Kniewinkel der dritten und BR-Winkel der vierten Phase.

		Korrelationen			
		Kniewinkel_ohne_Orthese_Phase_3	Kniewinkel_mit_Orthese_Phase_3	Bein_Rumpf_Winkel_ohne_Orthese_Phase_4	Bein_Rumpf_Winkel_mit_Orthese_Phase_4
Kniewinkel_ohne_Orthese_Phase_3	Korrelation nach Pearson	1	,706**	,140	,081
	Signifikanz (2-seitig)		,000	,505	,700
	N	25	25	25	25
Kniewinkel_mit_Orthese_Phase_3	Korrelation nach Pearson	,706**	1	,137	,012
	Signifikanz (2-seitig)	,000		,513	,956
	N	25	25	25	25
Bein_Rumpf_Winkel_ohne_Orthese_Phase_4	Korrelation nach Pearson	,140	,137	1	,650**
	Signifikanz (2-seitig)	,505	,513		,000
	N	25	25	25	25
Bein_Rumpf_Winkel_mit_Orthese_Phase_4	Korrelation nach Pearson	,081	,012	,650**	1
	Signifikanz (2-seitig)	,700	,956	,000	
	N	25	25	25	25

** Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

Die Ergebnisse des T-Tests zeigen, dass nur im Fußgelenk der vierten Phase ein signifikanter Unterschied besteht (s. Tab. 20.). Da sich eine negative Differenz des Mittelwertes ergeben hat (s. Tab. 13.), kann davon ausgegangen werden, dass sich die Winkel durch das Anlegen der Knieorthese vergrößert haben. Dies bedeutet, dass die Probanden die Füße stärker anziehen. Der Grund für die Auswirkung der Knieorthese auf den Fußwinkel der vierten Phase könnte mit der Erfahrung zusammenhängen. Das

Tab. 20. Aufsteigende Sortierung der Ergebnisse aus Tabelle 12 und 13.



Strecken der Fußspitzen wird häufig von Sportlern vernachlässigt, die nicht regelmäßig den Handstand üben und nur dann ausgeführt, sobald sich diese darauf konzentrieren. Bei geübten Turnern hingegen ist das Strecken der Fußspitzen meist automatisiert. Aus den Aufnahmen geht hervor, dass sich der Winkel im Fußgelenk bei den geübten Turnern kaum verändert hatte (s. Tab. 21.). Es ist nicht auszuschließen, dass die Knieorthese einen psychologischen Effekt auf die Probanden hatte, wodurch das Strecken in den Fußspitzen lediglich vernachlässigt wurde. An dieser Stelle ist anzumerken, dass die Probanden eine sehr kurze Gewöhnungsphase hatten und sich die komplexe Handstandbewegung durch

Tab. 21. *Separate Auswertung der vier Hobbyturner.*

		Test bei gepaarten Stichproben							
		Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes	Gepaarte Differenzen		T	df	Sig. (2-seitig)
					Untere	Obere			
Paaren 1	Kniewinkel_ohne_Orthese_Phase_3 - Kniewinkel_mit_Orthese_Phase_3	,50000	5,06623	2,53311	-7,56150	8,56150	,197	3	,856
Paaren 2	Fußgelenk_Winkel_ohne_Orthese_Phase_3 - Fußgelenk_Winkel_mit_Orthese_Phase_3	1,00000	2,94392	1,47196	-3,68443	5,68443	,679	3	,546
Paaren 3	Fußgelenk_Winkel_ohne_Orthese_Phase_4 - Fußgelenk_Winkel_mit_Orthese_Phase_4	-,25000	2,21736	1,10868	-3,77831	3,27831	-,225	3	,836

regelmäßiges Üben automatisieren würde. Der Unterschied im Kniewinkel der dritten Phase ist mit dem p-Wert von 0,057 fast signifikant, allerdings zeigt die Auswertung der erfahrenen Turner, dass sich der Kniewinkel kaum verändert hat. Die Handstände der vier Probanden sind von sehr hoher Qualität gewesen und durch das Tragen der Knieorthese unwesentlich beeinflusst worden. Der Unterschied im Kniewinkel der dritten Phase könnte trotz des kleinen p-Wertes durchaus zufällig entstanden sein. Weil das Ergebnis von vier Probanden nicht aussagekräftig ist, müsste die Untersuchung nochmal mit mindestens 30 Turnern durchgeführt werden, die erfahrener sind als die Teilnehmer dieser Studie.

5.5 Bezug zum Forschungsstand von Knieorthesen

Die Studie von Borsa (1992) belegt, dass die Teilnehmer seiner Untersuchung durch den Gebrauch einer Knieorthese eine signifikante Reduzierung der sportlichen Leistung im Sprinten und dem isokinetischen Maximalkrafttest zu verzeichnen hatten. Allerdings muss hier berücksichtigt werden, dass diese Studie mittlerweile 25 Jahre zurückliegt und sich in der Entwicklung von Knieorthesen vieles verändert hat. Mortaza (2012) hingegen bewies, dass durch die Verwendung eines anderen Modells kein signifikanter Leistungseinbruch beim isokinetischen Maximalkrafttest festzustellen ist. Hier zeigt sich deutlich, dass die Konstruktionsweise der Knieorthese (s. Abb. 4., 11. und 12.) ein wichtiges Kriterium dafür ist, ob der Athlet einen Leistungsverlust beim Sport erfährt oder nicht. Da sich die Bauweisen der Knieorthese aus Mortazas Studie und der *Condyla 4* zustande käme, besteht eine hohe Wahrscheinlichkeit, dass auch bei einem isokinetischen Maximalkrafttest kein Leistungseinbruch durch Verwendung der *Condyla 4* zu erwarten ist. Um eine signifikante Aussage darüber zu treffen, sind diesbezüglich noch weitere Forschungen nötig. Des Weiteren ist noch nicht gezeigt, ob Mortazas Knieorthese und die *Condyla 4* nicht doch

Auswirkungen auf das Sprinten haben könnten, obwohl diese Modelle für den Sport besser ausgelegt sind. Aus diesem Grund bietet sich auch dieses Feld an, um mit der *Condyla 4* weitere Forschung zu betreiben. In diesem Fall müsste jedoch berücksichtigt werden, dass die Probanden bereits Erfahrung mit dem Umgang von Knieorthesen sammeln sollten, weil die Teilnehmer von Borsas Studie zuvor noch nie eine Knieorthese verwendet hatten. Entweder könnte eine solche Untersuchung mit Probanden durchgeführt werden, die zuvor auf eine Knieorthese angewiesen waren und somit mehr Erfahrung im Umgang mit Orthesen haben, oder mit Sportlern, die im Vorhinein länger an die Knieorthese gewöhnt wurden.

Für die Ausführung des Handstandes ist es wichtig, dass die Beweglichkeit im Bein nicht zu stark eingeschränkt wird. Die Orthese kann den Winkel im Kniegelenk auf 60° einschränken um somit ein Überstrecken während der Rehabilitationsphase zu vermeiden. Die Ergebnisse der Handstände zeigen (s. Abb. 33.), dass bei keinem Probanden die Wechselwinkel größer als 60° gewesen waren und somit die Aufschwungbewegung auch mit dem fixierten Winkel möglich ist. Die Ergebnisse dieser Studie stimmen mit denen von Hobara (2017) überein, der zeigte, dass seine verwendete Kniebandage keinen signifikanten Einfluss auf die Sprungfrequenz nimmt. Allerdings schränkt seine Bandage die Beweglichkeit im Bein weitaus weniger ein als die *Condyla 4*. Daher kann davon ausgegangen werden, dass die Handstandbewegung mit der verwendeten Bandage von Hobara ebenso möglich ist. Dies ist allerdings keine Garantie dafür, dass die Sprungfrequenz nicht doch durch die *Condyla 4* beeinflusst wird. Besonders interessant ist bei Hobaras Untersuchung, dass seine Kniebandage häufig verrutscht ist und bei einigen Probanden nicht optimal gepasst hatte. Aus diesem Grund ist seine Untersuchungsmethode optimal geeignet, um die *Condyla 4* auf Rutschfestigkeit und die Auswirkungen auf die Sprungfrequenz zu untersuchen. Daher muss auch in diesem Gebiet noch weitere Forschung betrieben werden, damit diesbezüglich eine sichere Aussage getroffen werden kann.

Falls sich ein Turner in der Rehabilitationsphase eines Kreuzbandrisses befindet, jedoch das Bein wieder umfangreich belastet werden kann, so ist es möglich, die Handstandbewegung mit der *Condyla 4* während der Rehabilitation auszuführen. Aus dem Bereich Turnen ist für weitere Forschung der Handstützüberschlag seitwärts geeignet, der durch das Anlegen einer Knieorthese im Bewegungsfluss beeinträchtigt werden könnte.

6 Zusammenfassung und Ausblick

Die Ergebnisse dieser Untersuchung bestätigen die Hypothese, dass die untersuchte Knieorthese *Condyla 4*, die zur Behandlung von Kreuzband- und Meniskusrissen benutzt wird, für den Sport geeignet ist. Für die Studie wurden Daten von 30 sportlichen Probanden mit Hilfe von zwei Hochgeschwindigkeitskameras gesammelt und in der Analysesoftware *SPSS* ausgewertet. Für die Datenerhebung wurden die Probanden mit speziellen Markern ausgestattet, die das Messen des Knie-, Fußgelenk- und Bein-Rumpfwinkels erleichtert hatten. Allerdings stellte sich bei der Erhebung heraus, dass dieses Verfahren zu unpräzisen Messergebnissen führte, woraufhin die Daten zum Abgleich ohne Berücksichtigung der Marker ein zweites Mal erhoben wurden. Durch das präzisere Verfahren konnte gezeigt werden, dass die signifikanten Unterschiede in der Handstandbewegung aufgrund von Messfehlern entstanden waren und nicht mit dem Tragen der Knieorthese zusammenhängen. Zusammengefasst konnte durch die Auswertung aller Messdaten kein signifikanter Unterschied ($p > 0,05$) in der Handstandbewegung festgestellt werden. Die Analyse in der Statistik-Software *SPSS* zeigt lediglich eine Veränderung des Fußgelenkwinkels in der Standphase, die jedoch nicht bei erfahrenen Turnern aufgetreten ist. Das Feedback der Probanden gibt des Weiteren Aufschluss darüber, dass sich alle Teilnehmer schnell an das Modell gewöhnen konnten und sich bei der Ausführung des Handstandes sicher fühlten. Der Handstand kann daher mit der untersuchten Knieorthese geturnt werden, wenn der Heilprozess des Kniegelenks so weit fortgeschritten ist, dass sich das Bein wieder vollkommen belasten lässt. Die Anwendung der Knieorthese lässt sich dadurch auch auf andere Elemente aus dem Bereich des Turnens übertragen, bei denen das Bein ähnlichen Belastungen ausgesetzt wird.

Abschließend kann die Sporttauglichkeit der untersuchten Knieorthese für die Handstandbewegung bestätigt werden und ein Vergleich mit einer weiteren Studie, in dem ein ähnliches Modell verwendet worden ist, lässt darauf schließen, dass die maximale Muskelkraft im Bein auch nicht beeinträchtigt wird. Um diese These zu bestätigen, wäre eine weitere Untersuchung mittels isokinetischer Maximalkraftmessung sinnvoll. Ebenso ist weitere Forschung insbesondere in verschiedenen Laufsportarten geeignet, um die Sporttauglichkeit der Knieorthese auf solche Bereiche auszuweiten. Bei zukünftigen Untersuchungen mit den Videokameras ist die Kombination mit einer Druckmessplatte zu empfehlen, um die Auswirkungen der Knieorthese auf die Fußhaltung zu analysieren.

7 Literaturverzeichnis

- Briggs, K.K., Matheny, L.M., Aultman, H., Steadman, J. (2009). *310 USE OF AN UNLOADER BRACE FOR MEDIAL OR LATERAL COMPARTMENT OSTEOARTHRITIS OF THE KNEE*. Zugriff am 23. September 2017 unter: [http://www.oarsijournal.com/article/S1063-4584\(09\)60332-0/pdf](http://www.oarsijournal.com/article/S1063-4584(09)60332-0/pdf)
- Borsa, H., Lephart, S., Fu, F. (1992). *Muscular and Functional Performance Characteristics of Individuals Wearing Prophylactic Knee Braces*. Zugriff am 15. September 2017 unter: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1317738/pdf/jathtrain00032-0050.pdf>
- Faes, G. (2017, 23. Juli). *Tabelle t-Werte der t-Verteilung*. Zugriff unter: <http://www.faes.de/Basis/Basis-Statistik/Basis-Statistik-Tabelle-Student/basis-statistik-tabelle-student.html>
- Gerling, I. (2011). *Basisbuch Gerätturnen: Von Bewegungsgrundformen mit Spiel und Spaß zu Basisfertigkeiten*. Aachen: Meyer & Meyer Verlag.
- Heinz, S. (2017, 23. September). *SPSS-Auswertung*. Zugriff unter: http://www.statworx.de/leistungen/statistik-auswertung/spss-auswertung/?gclid=CjwKCAjwjJjOBRBVEiwAfvnvBO-YWgDVcytWKXA4rNsL7P0sY6Lt7UnNpld-5ofS98cUxEsp11I96BoCQtUQAvD_BwE
- Hobara, P., Hashizume, S., Kobayashi, Y. (2017, 26. April). *Effects of prophylactic ankle and knee braces on leg stiffness during hopping*. Zugriff unter: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5414629/>
- IBM Deutschland GmbH (2017, 23. September). *Boxplots*. Zugriff unter: https://www.ibm.com/support/knowledgecenter/de/SSLVMB_22.0.0/com.ibm.spss.statistics.help/spss/base/chart_creation_boxplots.htm

- Ingvarsson, T., Hardardóttir, E.B., Gunnsteinsson, L., Franklin, J.L. (2009, September). *323 PATIENTS WITH MODERATE AND SEVERE KNEE OA DO BENEFIT FROM USING AN UNLOADER KNEE BRACE*. Zugriff unter:
[http://www.oarsijournal.com/article/S1063-4584\(09\)60345-9/abstract](http://www.oarsijournal.com/article/S1063-4584(09)60345-9/abstract)
- Knirsch, K. & Minnich, M. (2005). *Gerätturnen mit Mädchen und Frauen*. Kirchentellinsfurt: Knirsch-Verlag.
- Leidlmaier, K. (2017, 28. Juli). *t-Test für abhängige Stichproben*. Zugriff unter:
http://www.leidlmaier.at/doc/stat2_12.htm
- Lohninger, H. (2012, 10. Oktober). *Signifikanzniveau*. Zugriff unter:
http://www.statistics4u.info/fundstat_germ/cc_level_signif.html
- Mortaza, N., Ebrahimi, I., Jamshidi, A., Abdollah, V., Kamali, M., Abas, W., Osman, N. (2012, 21. November). *The Effects of a Prophylactic Knee Brace and Two Neoprene Knee Sleeves on the Performance of Healthy Athletes: A Crossover Randomized Controlled Trial*. Zugriff unter:
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3503729/>
- NaturalPoint (2017, 12. Juni). *Flex-3*. Zugriff unter:
<http://optitrack.com/products/flex-3/>
- Noraxon Authority X3 (2017a, 04. Juni). *Company History*. Zugriff unter:
<https://www.noraxon.com>
- Noraxon Authority X3 (2017b, 04. Juni). *Products*. Zugriff unter:
<https://www.noraxon.com/products/>
- Noraxon Authority X3 (2017c, 04. Juni). *myoAnalog*. Zugriff unter:
<https://www.noraxon.com/products/myoanalog-analog-signal-integration/>

Noraxon Authority X3 (2017d, 04. Juni). *myoForce*. Zugriff unter:

<https://www.noraxon.com/products/myoforce-force-measurement-software/>

Noraxon Authority X3 (2017e, 04. Juni). *myoMotion*. Zugriff unter:

<https://www.noraxon.com/products/myomotion-3d-motion-capture-software/>

Noraxon Authority X3 (2017f, 04. Juni). *MYOMOTION RESEARCH*. Zugriff unter:

<https://www.noraxon.com/products/3d-motion-capture/myomotion-research/>

Noraxon Authority X3 (2017g, 04. Juni). *myoMuscle*. Zugriff unter:

<https://www.noraxon.com/products/myomuscle-emg-analysis-software/>

Noraxon Authority X3 (2017h, 04. Juni). *myoPressure*. Zugriff unter:

<https://www.noraxon.com/products/myopressure-force-measurement-software-2/>

Noraxon Authority X3 (2017i, 04. Juni). *myoVideo*. Zugriff unter:

<https://www.noraxon.com/products/myovideo-video-analysis-software/>

Noraxon Authority X3 (2017i, 04. Juni). *myoVideo*. Zugriff unter:

<https://www.noraxon.com/products/myovideo-video-analysis-software/>

ORGAMed Dortmund GmbH (2014). *Lebensqualität – Wohlbefinden bei Patienten mit chronischen Wunden*. Zugriff am 23. September 2017 unter:

<http://www.orgamed->

[dortmund.de/site/assets/files/fachbeitraege/Lebensqualität1_Protz.pdf](http://www.orgamed-dortmund.de/site/assets/files/fachbeitraege/Lebensqualität1_Protz.pdf)

Össur Deutschland GmbH (2017, 23. September). *Gonarthrose-Studien*. Zugriff unter:

<https://www.ossur.de/loesungen-fuer-arthrose/gonarthrose-studien#ingvarsson-et-al-2010>

- Ramsey D., Briem, K., Axe, M., Snyder-Mackler, L. (2011, 16. November). A
*MECHANICAL HYPOTHESIS FOR THE EFFECTIVENESS OF KNEE BRACING
FOR MEDIAL COMPARTMENT KNEE OSTEOARTHRITIS*. Zugriff unter:
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3217466/>
- Schwarz, J. (2017a, 27. Juli). *t-Test für abhängige Stichproben*. Zugriff unter:
<http://www.methodenberatung.uzh.ch/de/datenanalyse/unterschiede/zentral/ttestabh.html>
- Schwarz, J. (2017b, 27. Juli). *Korrelation nach Bravais-Pearson*. Zugriff unter:
<http://www.methodenberatung.uzh.ch/de/datenanalyse/zusammenhaenge/korrelation.html>
- Seibel, W. (2017a, 27. Juli). *Condyla 4*. Zugriff unter:
<http://www.su-medizintechnik.de/fachhandel/orthetik/condyla4.html>
- Seibel, W. (2017b). *Broschuere_Condyla4*. Zugriff am 28. Juli 2017 unter:
http://www.su-medizintechnik.de/fileadmin/dateiablage/produkte/SU_Condyla4/Downloads/Broschuere_Condyla4_Rev.1_web.pdf
- Squyer, E., Stamper, D., Hamilton, D., Sabin, J., Leopold, S. (2013, 02. Februar).
Unloader Knee Braces for Osteoarthritis: Do Patients Actually Wear Them? Zugriff
unter: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3706686/>
- Stalder B. (2007). *Assessment: WOMAC: Arthrose evaluieren*. Zugriff am 13. September
2017 unter:
http://www.igptr.ch/cms/uploads/PDF/PTR/ass_artikelserie/pp607_assessment-WOMAC.pdf

Vicon (2017, 15. September). *Motion System*. Zugriff unter:

https://www.google.de/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=2&ved=0ahUKEwjXvqa4rMbWAhXCVxQKHZ8_BUkQFggyMAE&url=https%3A%2F%2Fwww.researchgate.net%2Ffile.PostFileLoader.html%3Fid%3D5319c11ad039b117438b45d8%26assetKey%3DAS%253A272470316126224%25401441973393909&usg=AFQjCNHXeeyAEywf1fQD0Cxs_yYXqikmOw

8 Anhang

Messergebnisse mit Marker in Phase-1

Proband	Körpergröße [cm]	Rumpflänge [cm]	∠Knie [°]	∠Knie [°]	∠BR [°]	∠BR [°]	∠FG [°]	∠FG [°]
1	173	71	19	9	1	-11	88	67
2	185	74	-1	2	13	7	85	79
3	192	81	3	31	7	-15	71	70
4	180	74	-6	-29	-21	-4	80	69
5	185	80	2	4	10	17	72	78
6	198	85	5	4	11	-6	124	59
7	187	77	-10	-11	-14	-13	66	82
8	175	73	3	8	-10	-9	73	74
9	158	66	9	6	-6	-6	78	82
10	187	78	-3	12	-1	-5	86	81
11	166	73	1	-8	19	2	71	80
12	186	83	7	18	-4	5	69	58
13	181	74	5	21	3	-1	80	77
14	176	72	18	1	13	-8	63	60
15	180	77	1	0	4	-6	72	81
16	175	72	-13	10	11	5	66	62
17	190	83	14	17	11	74	70	9
18	163	22						
19	190	73	-1	3	-5	-4	81	68
20	172	67						
21	178	80	2	-8	5	-2	67	71
22	179	78						
23	175	78						
24	180	76	1	-7	-15	-19	75	71
25	180	76	14	8	12	-14	69	71
26	188	77						
27	183	73	2	3	2	1	76	79
28	177	74	-2	10	-13	23	56	58
29	189	76	5	-1	5	-13	-6	70
30	177	71	-1	4	-16	-10	75	69

grüne Felder = Werte ohne Knieorthese | gelbe Felder = Werte mit Knieorthese

Messergebnisse mit Marker in Phase-2

Proband	Schrittlänge [cm]	Schrittlänge [cm]	∠Knie [°]	∠Knie [°]	∠BR [°]	∠BR [°]	∠FG [°]	∠FG [°]
1	75,2	75,8	27	32	37	26	58	47
2	92	93,2	13	36	69	83	72	88
3	97,2	82,2	30	46	63	38	55	44
4	69,4	81,2	27	37	96	98	70	85
5	77	76,8	4	8	56	65	42	45
6	27	37	40	46	89	84	131	49
7	77,6	72,4	6	8	62	57	52	75
8	77,8	78	7	12	58	49	46	38
9	76,4	73,2	11	4	70	77	44	30
10	72,8	88	-1	11	39	30	54	51
11	52,4	66,6	24	-4	98	82	66	77
12	73,8	78,8	18	51	47	59	50	43
13	81,6	97	32	54	65	67	87	89
14	53,8	49	20	10	26	38	48	53
15	63,6	59,8	22	25	62	54	71	80
16	64,6	63,4	40	36	15	25	63	62
17	83,2	84	35	42	49	40	71	68
18								
19	65,6	55,8	31	48	101	85	84	75
20								
21	69,2	64,4	22	8	74	73	50	54
22								
23								
24	75,4	75,6	5	-3	25	28	48	52
25	93,2	78,6	10	26	71	48	91	57
26								
27	82,2	74,6	26	28	89	76	61	61
28	70,4	69,4	7	28	68	63	33	46
29	92,6	99,4	25	28	56	82	47	65
30	75,8	75,4	0	-3	34	22	54	57

Messergebnisse mit Marker in Phase-3

Proband	Abstand [cm]	Abstand [cm]	∠Knie [°]	∠Knie [°]	∠BR [°]	∠BR [°]	∠FG [°]	∠FG [°]
1	91	92,6	24	21	106	89	98	79
2	80,4	80,4	28	2	147	31	101	37
3	90	88	16	55	104	100	80	95
4	87,8	79	4	13	144	136	80	90
5	97,2	84,4	11	11	127	114	85	87
6	96	98,4	17	27	137	140	128	52
7	85,4	93,8	21	11	138	131	87	94
8	96	94,2	7	21	134	123	72	71
9	84,4	82	12	9	146	152	89	77
10	88,6	86,8	14	19	118	111	100	90
11	67,4	69	19	-1	151	148	73	95
12	78,8	90,4	24	42	138	131	89	83
13	85	90,8	31	45	123	118	99	110
14	97	95,2	28	14	90	99	62	65
15	84,2	88,8	13	20	103	94	72	88
16	85,8	84,6	28	20	109	115	84	71
17	78,4	76,2	33	34	153	143	104	97
18								
19	88,4	96,2	16	32	157	143	99	93
20								
21	73	76,6	33	23	158	147	85	83
22								
23								
24	78,4	77	33	22	129	139	95	83
25	92,2	99,8	28	24	132	128	77	74
26								
27	86	82,2	25	33	150	152	85	92
28	68	68,4	30	48	134	132	71	71
29	96,6	89	39	48	142	134	92	89
30	77,4	76,2	36	34	139	132	104	91

Messergebnisse mit Marker in Phase-4

Proband	Schiefstellung [°]	Schiefstellung [°]	∠Knie [°]	∠Knie [°]	∠BR [°]	∠BR [°]	∠FG [°]	∠FG [°]
1	0	0,5	13	12	9	-12	64	42
2	-1	4	1		28		52	
3	1,5	1,5	7	32	1	-17	35	37
4	0,5	-3,5	-6	-3	-13	-17	53	51
5	0	-2	-1	-2	21	30	31	35
6	-3	-3,5	-3	-6	-13	-23	153	52
7	5,5	3	-9	-11	-5	-10	40	50
8	5,5	5	8	6	-8	0	41	44
9	-2	-1	2	-2	-7	-4	14	177
10	1	0	2	9	-5	-15	46	43
11	-1,5	1,5	-2	-15	31	21	30	45
12	-0,5	2	-4	10	3	-6	28	33
13	-4,5	-5,5	2	14	20	26	56	45
14	2	-1,5	18	-1	-3	-4	0	30
15	1,5	-3,5	-3	-2	15	10	44	50
16	-2	1	9	5	-3	5	34	30
17	0	0	12	18	2	1	40	46
18								
19	3	3	-2	8	0	0	53	41
20								
21	5	0	-2	-4	21	-4	35	55
22								
23								
24	-0,5	0	2	-1	0	-7	41	51
25	1	3,5	10	8	1	-8	39	0
26								
27	-2	-2	-1	-1	-4	10	47	47
28	-6,5	-6	-5	5	-16	8	26	29
29	4	1,5	3	-1	17	-2	41	47
30	-0,5	-3	0	-1	0	-13	39	49

Messergebnisse ohne Marker in Phase-1

Proband	Körpergröße [cm]	Rumpflänge [cm]	∠Knie [°]	∠Knie [°]	∠BR [°]	∠BR [°]	∠FG [°]	∠FG [°]
1	173	71	-3	-6	-2	-3	79	86
2	185	74	0	0	-2	-3	77	73
3	192	81	0	6	8	4	75	66
4	180	74	2	-1	-6	-9	89	90
5	185	80	1	5	0	-1	86	92
6	198	85	3	4	0	0	87	88
7	187	77	1	2	-8	-5	90	89
8	175	73	0	3	-7	-4	94	93
9	158	66	0	0	-10	-11	93	92
10	187	78	4	2	-9	-7	96	91
11	166	73	2	9	6	4	89	92
12	186	83	2	0	0	0	91	91
13	181	74	1	0	0	-3	87	87
14	176	29	0	4	-8	-1	85	83
15	180	77	0	0	-6	-7	89	90
16	175	72	1	0	-4	-7	87	87
17	190	83	6	0	1	11	95	91
18	163	22						
19	190	73	0	0	-6	-7	88	81
20	172	67						
21	178	80	0	0	0	-1	89	90
22	179	78						
23	175	78						
24	180	76	1	1	-11	-10	90	86
25	180	76	5	0	0	5	77	83
26	188	77						
27	183	73	0	0	-3	-4	83	88
28	177	74	0	1	-7	5	88	85
29	189	76	0	2	-8	-11	91	93
30	177	71	1	0	-9	-7	90	90

Messergebnisse ohne Marker in Phase-2

Proband	Schrittlänge [cm]	Schrittlänge [cm]	∠Knie [°]	∠Knie [°]	∠BR [°]	∠BR [°]	∠FG [°]	∠FG [°]
1	75,2	75,8	28	28	38	37	43	44
2	92	93,2	26	44	73	83	61	77
3	97,2	82,2	39	24	81	78	48	24
4	69,4	81,2	57	58	92	91	105	76
5	77	76,8	6	7	56	59	31	33
6	27	37	63	53	89	92	83	78
7	77,6	72,4	16	15	61	57	64	59
8	77,8	78	11	15	53	52	46	40
9	76,4	73,2	15	13	67	64	28	32
10	72,8	88	7	9	49	48	34	44
11	52,4	66,6	42	27	73	70	77	65
12	73,8	78,8	23	44	44	67	38	49
13	81,6	97	46	44	81	84	84	79
14	53,8	49	8	21	50	56	55	57
15	63,6	59,8	30	34	74	76	79	82
16	64,6	63,4	35	28	39	31	67	69
17	83,2	84	50	44	52	49	71	75
18								
19	65,6	55,8	57	62	74	82	76	81
20								
21	69,2	64,4	26	26	65	64	52	51
22								
23								
24	75,4	75,6	0	2	29	31	36	43
25	93,2	78,6	12	18	71	62	44	49
26								
27	82,2	74,6	31	26	81	69	61	53
28	70,4	69,4	20	23	67	73	43	52
29	92,6	99,4	26	39	54	76	41	75
30	75,8	75,4	3	3	31	27	40	42

Messergebnisse ohne Marker in Phase-3

Proband	Abstand [cm]	Abstand [cm]	∠Knie [°]	∠Knie [°]	∠BR [°]	∠BR [°]	∠FG [°]	∠FG [°]
1	91	92,6	13	11	98	100	88	84
2	80,4	80,4	52	37	142	135	91	85
3	90	88	33	39	126	129	88	83
4	87,8	79	28	29	129	121	91	102
5	97,2	84,4	22	19	125	126	85	83
6	96	98,4	33	43	132	136	81	82
7	85,4	93,8	37	34	133	132	83	81
8	96	94,2	18	25	111	117	80	76
9	84,4	82	35	33	128	132	85	87
10	88,6	86,8	39	23	135	127	88	93
11	67,4	69	39	37	135	138	81	80
12	78,8	90,4	39	38	129	127	87	88
13	85	90,8	45	42	133	132	92	91
14	97	95,2	22	29	119	130	80	80
15	84,2	88,8	25	27	124	127	79	83
16	85,8	84,6	37	24	133	123	87	84
17	78,4	76,2	52	34	147	136	101	94
18								
19	88,4	96,2	41	50	134	138	87	92
20								
21	73	76,6	57	49	149	147	88	80
22								
23								
24	78,4	77	34	29	122	129	96	90
25	92,2	99,8	28	24	132	131	74	77
26								
27	86	82,2	38	31	133	135	95	90
28	68	68,4	39	37	131	130	92	91
29	96,6	89	44	42	135	131	97	95
30	77,4	76,2	41	28	130	125	93	87

Messergebnisse ohne Marker in Phase-4

Proband	Schiefstellung [°]	Schiefstellung [°]	∠Knie [°]	∠Knie [°]	∠BR [°]	∠BR [°]	∠FG [°]	∠FG [°]
1	-3	-2	2	-5	4	-7	52	62
2	-1	2	-1	2	10	22	33	28
3	2	0	7	11	0	0	22	26
4	-5	-3	-1	0	2	8	49	45
5	2	3	2	0	3	10	27	28
6	-3	1	2	1	-17	-27	52	79
7	2	2	1	0	0	0	34	32
8	3	3	10	6	0	0	45	43
9	0	0	0	0	-9	-12	36	29
10	0	0	0	1	-11	-16	30	41
11	-1	0	2	1	14	15	30	38
12	-2	4	0	0	2	1	29	51
13	-1	-2	0	0	9	14	43	45
14	0	-2	0	0	-12	-16	19	35
15	0	-1	0	0	0	5	49	46
16	1	3	0	1	0	-2	27	45
17	0	0	6	14	-23	-11	46	51
18								
19	2	2	0	0	0	0	45	43
20								
21	3	4	0	0	14	-12	22	55
22								
23								
24	0	0	0	0	0	-1	33	36
25	0	1	0	0	1	0	22	25
26								
27	-2	-3	0	0	7	-3	40	39
28	0	1	2	0	-10	1	35	34
29	2	0	4	0	12	0	34	47
30	0	-2	0	1	0	-6	31	33